ENTWURF UND IMPLEMENTIERUNG EINES CHIRURGISCHEN PLANUNGSSYSTEMS FÜR DEN EINSATZ IN DER EPITHETIK

DIPLOMARBEIT

erstellt an der

Charité Berlin – Campus Virchow Klinikum
Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Fachgruppe Navigation und Robotik

Prof. Dr. Tim Lüth

in Kooperation mit dem

Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin
Abteilung Wissenschaftliche Visualisierung

Prof. Dr. Peter Deuflhard

vorgelegt von

Stefan Zachow

1999

Technische Universität Berlin

Fachbereich Informatik
Institut für Technische Informatik
Fachgruppe Computer Graphics/Vision

Prof. Dr. Heinz U. Lemke

Kurzbeschreibung

In dieser Arbeit wird der Entwurf und eine beispielhafte Implementierung eines computergestützten, chirurgischen Planungssystems für den Einsatz in der Epithetik behandelt. Die Arbeit entstand an der Charité Berlin – Campus Virchow-Klinikum, Fachgruppe Navigation und Robotik, in direkter Zusammenarbeit mit der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie sowie dem Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik in Berlin. Es wird ein Planungswerkzeug beschrieben und in Form eines Prototyps zur Verfügung gestellt, mit dem die optimale, dreidimensionale Platzierung und Positionierung von Implantaten zur Befestigung von Ohrepithesen anhand tomographischer Aufnahmen der zu behandelnden Patienten erfolgen kann. Die exakte Umsetzung der Planungsdaten, wie Position und Orientierung der Implantataufnahmen, soll durch ein robotergestütztes Ausführungssystem erfolgen, das ebenfalls von der Fachgruppe Navigation und Robotik entwickelt wird.

Erklärung zur Diplomarbeit

FB: _____ Studiengang: _____ Matrikelnummer: _____

Name: _____ Vorname: _____

Hiermit versichere ich, diese Arbeit selbständig verfasst, und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel herangezogen zu haben.

Berlin, den _____ Unterschrift: _____

Vorwort

Die Motivation zu dieser Arbeit ergab sich aus meinem allgemeinen Interesse an der Medizin, in der es viele interessante Bereiche gibt, die zwar von der Informatik profitieren können, deren kritiklose Veränderung jedoch nicht grundsätzlich und ohne Bedenken möglich ist. Gerade diese Kritik bringt einen dabei immer wieder zum Überdenken seiner eigenen „Technikgläubigkeit". Mediziner und Ingenieure sollten die meiner Meinung nach vorliegende Scheu voreinander verlieren, die gegenseitigen Fähigkeiten anerkennen und respektieren, eine gemeinsame Sprache finden und verstärkt konstruktiv zusammenarbeiten. Eine Verbesserung medizinischer Abläufe zum Wohle der Patienten stellt für mich eine nützliche und erstrebenswerte Aufgabe dar, der ich mich gerne langfristig widme.

An dieser Stelle möchte ich allen Personen danken, die ihren Teil – bewusst oder auch unbewusst – dazu beigetragen haben, dass ich mich mit diesem Thema so intensiv beschäftigen konnte. Dazu gehört natürlich meine Frau, Uta Zachow, die mich während meines nebenberuflichen Studiums oft entbehrt, doch immer maximal unterstützt hat. Weiterhin danke ich der Carl-Duisberg-Gesellschaft, die mir mit einem Stipendium ein Praxissemester in den USA ermöglichte, über das ich, im Verlauf meines ersten Studiums an der Technischen Fachhochschule Berlin, überhaupt erst zu meinem jetzigen Studienschwerpunkt gefunden habe. Als Nächstes gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. Heinz Lemke, an dessen Institut ich mich im Hauptstudium am meisten aufgehalten, viele interessante Veranstaltungen besucht und letztendlich meine Studien- und Diplomarbeit erstellt habe. Das Mitwirken an der Organisation der CAR-Konferenz (*Computer Assisted Radiology*), deren Mitbegründer und Organisator Heinz Lemke ist, war eine sehr interessante Erfahrung und eines der Schlüsselerlebnisse für meine jetzige Arbeit. *Ein* Ziel des Studiums – „seine geistige Heimat zu finden" – ist somit bereits erreicht.

Im Hinblick auf die Erstellung der vorliegenden Diplomarbeit danke ich Herrn Prof. Dr. Lüth, der mir die Möglichkeit gegeben hat, in seiner Forschungsgruppe mitzuwirken, dem Klinikleiter Prof. Dr. Dr. Bier, der uns Ingenieuren eine „Spielwiese" im klinischen Umfeld ermöglicht hat und allen am Projekt beteiligten Ärzten und wissenschaftlichen Mitarbeitern der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Weiterhin bedanke ich mich bei den wissenschaftlichen Mitarbeitern der Fachgruppe *Computer-Graphics* an der TU-Berlin, für die vielen interessanten Gespräche, den Teamgeist, der diese Gruppe auszeichnet und die stets gute Unterstützung. Da die Arbeit in enger Kooperation mit dem Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin erfolgte, möchte ich mich auch ganz besonders bei Dr. Detlev Stalling und Dr. Martin Seebass bedanken, die mir mit unendlicher Geduld und vielen nützlichen Tipps weitergeholfen haben. Zu guter Letzt danke ich Herrn Prof. Dr. Buchholz, in dessen Labor ich seit 1991 beschäftigt bin. Herr Buchholz, der mein Studium an der TU-Berlin stets mit großem Interesse verfolgte, war immer sehr offen für Diskussionen, versorgte mich stets mit viel Information und hielt sogar in der letzten Phase meiner Diplomarbeit aufschiebbare Tätigkeiten von mir fern.

Inhaltsverzeichnis

Kurzbeschreibung i
Vorwort iii
1 Einleitung 1
1.1 Computergestützte Planung in der Chirurgie 2
1.2 Allgemeiner Überblick 3
1.3 Gliederung der Arbeit 4
2 Medizinische Problemstellung und Konzept 7
2.1 Operationsszenario – Setzen einer Ohrepithese 7
2.1.1 Konventionelle Planung und Durchführung 8
2.1.2 Vorteile einer computergestützten Planung 10
2.2 Vorgaben für ein computergestütztes Planungssystem 11
2.2.1 Planungsgrundlage 12
2.2.2 Datenimport und Visualisierung 13
2.2.3 Grafische Planung 15
2.2.4 Planungsumsetzung 16
2.3 Entwurf eines Planungssystems 18
2.3.1 Datenimport 18
2.3.2 Visualisierung 19
2.3.3 Korrelation zwischen Planungsdaten und Patient 20
2.3.4 Modellgenerierung 20
2.3.5 Computergrafische Planung 22
2.3.6 Datenexport für die Planungsumsetzung 23
2.4 Zusammenfassung 23
3 Import medizinischer Bilddaten 25
3.1 Bilddaten und Aufnahmeparameter 25
3.2 Hilfsprogramme zur Arbeit mit medizinischen Bilddaten 27
3.2.1 Ermittlung des Wertebereiches 28
3.2.2 Konvertierung der Byte-Anordnung 29
3.2.3 Transformation des Wertebereiches 30
3.2.4 Reduktion des Wertebereiches 30

3.3 Standards und Datenformate in der Medizin 32
3.3.1 ACR-NEMA 1.0/2.0 33
3.3.2 Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM 3.0) 36
3.4 Eine Bibliothek für den DICOM Datenimport 39
3.4.1 Die Datenstruktur zur Übernahme des DICOM Formates 40
3.4.2 Überprüfung des Speichermodells der Rechnerarchitektur 41
3.4.3 Identifikation des Datenformates einer Datei 42
3.4.4 Berücksichtigung von Teil 10 des DICOM 3.0 Standards 43
3.4.5 Berücksichtigung der expliziten Wertrepräsentation 44
3.4.6 Überprüfung der Byteanordnung in einer Datei 45
3.4.7 Überprüfung der Gültigkeit des ersten Datenelementes 45
3.4.8 Bereitstellung eines Data Dictionary 46
3.4.9 Reduktion des Wertebereiches der Bilddaten 46
3.5 Hilfsprogramme zur Analyse von DICOM Daten 47
3.5.1 Extraktion der Bilddaten 47
3.5.2 Formatierte Ausgabe aller Datenelemente 48
3.5.3 Extraktion einzelner Datenelemente 50
3.5.4 Darstellung der Bilddaten unter X11 51
3.6 DICOM Datenimport in Amira 52
3.6.1 Das Modul hxDicom 52
3.6.2 Dateiauswahl 53
3.6.3 Übernahme der Daten 55
3.6.4 DICOM Datenelemente in Amira 56
3.7 Erweiterungsmöglichkeiten 57
3.8 Zusammenfassung 58
4 Automatische Detektion von Registrierungsmarkern 59
4.1 Registrierung 59
4.1.1 Modell- und Patientenkoordinatensystem 61
4.1.2 Koordinatentransformation 62
4.1.3 Fehlerminimierung 62
4.2 CT-Registrierungsmarker 63
4.2.1 Philips Easy Guide 64

4.2.2 Beekley Spot ... 67
4.2.3 Leibinger Knochenschraube ... 69
4.3 Markerdetektion in CT-Daten ... 72
4.3.1 Markerpositionen ... 72
4.3.2 Markerregionen – Volumen, Masse und Oberfläche ... 75
4.3.3 Schwerpunkt als Markerposition ... 76
4.3.4 Formanalyse über den Trägheitstensor ... 76
4.3.5 Hauptachsentransformation – Eigenwerte und Eigenvektoren ... 77
4.3.6 Klassifizierung der Markertypen ... 78
4.3.7 Lage und Orientierung eines Markers ... 81
4.4 Eine Bibliothek zur automatischen Markerdetektion ... 81
4.4.1 Ablauf der automatischen Markerdetektion ... 82
4.4.2 CT-Daten und Markerlisten – Die Datenstrukturen ... 82
4.4.3 Extraktion potentieller Marker aus CT-Daten ... 83
4.4.4 Bestimmung der Markereigenschaften ... 85
4.4.5 Klassifizierung der Markertypen ... 86
4.4.6 Bestimmung der Lage und Orientierung von Markertypen ... 87
4.4.7 Freigeben der Datenstrukturen ... 88
4.4.8 Hilfsprogramm zur Markerdetektion ... 88
4.5 Markerdetektion in Amira ... 89
4.5.1 Das Modul hxMarkerFinder ... 89
4.5.2 Die Benutzerschnittstelle zur Markerdetektion ... 90
4.5.3 Nutzung externer „Marker Templates“ ... 92
4.5.4 Visualisierung der Marker ... 94
4.5.5 Manuelle Korrektur ... 95
4.6 Testdaten und Genauigkeitsuntersuchungen ... 96
4.6.1 Plexiglasplatte mit drei Philips Easy Guide Markern ... 96
4.6.2 Holzkugel mit Beekley Spots und Leibinger Schrauben ... 97
4.6.3 Schädelphantom mit diversen Markertypen ... 98
4.6.4 Genauigkeitsuntersuchungen an einem Referenzobjekt ... 99
4.6.5 Genauigkeitsuntersuchungen über die Registrierung ... 102
4.7 Erweiterungsmöglichkeiten ... 103

4.8 Zusammenfassung 104
5 Computergestützte 3D Planung 105
5.1 Prototyp eines grafischen 3D Planungssystems 105
5.1.1 Das Modul hxEpiPlan 106
5.1.2 Planungsvorbereitung 107
5.1.3 Grafische Planungshilfen 111
5.1.4 Bestimmung der Implantatpositionen 112
5.1.5 Optimierung der Planungsvorgaben 115
5.1.6 Planungsergebnis 118
5.2 Erweiterungsmöglichkeiten 119
5.2.1 Verbesserung der Lichtkastenfunktionalität 119
5.2.2 Verbesserung der 3D Modellgenerierung 120
5.2.3 Verbesserung der Implantatpositionierung 120
5.2.4 Eine ergebnisorientierte Vorgehensweise 121
5.2.5 Weitere Planungsdaten und deren Nutzungsmöglichkeiten 121
5.3 Zusammenfassung 122
6 Export der Planungsdaten 123
6.1 Das SRL Datenformat 123
6.1.1 SRL Formatbeschreibung 124
6.1.2 Aufbau einer Datei im SRL Datenformat 126
6.1.3 Manuelle Erzeugung einer Datei im SRL Datenformat 127
6.2 Eine Bibliothek zum Import der SRL Planungsdaten 127
6.2.1 Die Datenstruktur des SRL Formates 128
6.2.2 Einlesen der ASCII Information 128
6.2.3 Einlesen der Bilddaten 129
6.3 Hilfsprogramme zur Auswertung des SRL Datenformates 129
6.3.1 Überprüfung des Datenformates 130
6.3.2 Extraktion der ASCII Daten 130
6.3.3 Extraktion der Bilddaten 131
6.3.4 Formatierte Ausgabe aller Einträge 131
6.3.5 Abfrage einzelner Einträge 132
6.4 Im- und Export der SRL Planungsdaten mit Amira 133

6.4.1 Das Modul hxSrl 133
6.4.2 Datenimport 134
6.4.3 Export der Bilddaten zur Visualisierung 136
6.4.4 Export der Markerinformation zur Registrierung 136
6.4.5 Export der Bohrdaten zur Ausführung 137
6.5 Erweiterungsmöglichkeiten 138
6.6 Zusammenfassung 139
7 Bewertung und Ausblick 141
7.1 Aktueller Stand und nächste Schritte 141
7.1.1 Genauigkeitsuntersuchungen 142
7.1.2 Verbesserung der Benutzerschnittstelle 143
7.1.3 Klinische Bewertung 144
7.2 Vom Prototyp zum klinisch einsetzbaren Planungssystem 146
7.2.1 Anbindung an Krankenhausinformationssysteme 146
7.2.2 Ergebnisorientierte Planung 146
7.2.3 Export der Planungsdaten im DICOM Format 147
7.2.4 Erstellung und Speicherung von Planungsprotokollen 147
7.2.5 Stereolithographiemodelle – Computer Integrated Manufacturing 148
7.3 Schlussbemerkung 148
Glossar 149
Abbildungsverzeichnis 153
Tabellenverzeichnis 157
Literaturverzeichnis 159
Anhang A Bedienung des Planungssystems 167
Anhang B Programmcode und Beispieldaten 187

1 Einleitung

Gegenstand dieser Arbeit ist der Entwurf eines computergestützten chirurgischen Planungssystems für den Einsatz in der Epithetik, bei der individuell modellierte Ersatzstücke zur Deckung von Oberflächendefekten angefertigt und am Patienten angepasst werden müssen. Die Arbeit umfasst neben der Vorstellung des konzeptionellen Entwurfes auch die Implementierung eines Prototyps, mit dem das Setzen von Implantaten im menschlichen Knochengewebe, unter Berücksichtigung der zugrundeliegenden Knochenstrukturen sowie der Geometrie der Implantate, an patientenspezifischen, dreidimensionalen computergrafischen Modellen geplant werden kann. Das Planungssystem ist konzeptioneller Bestandteil einer computer- und robotergestützten Operationsumgebung, die an der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Fachgebiet Navigation und Robotik der Charité Berlin – Campus Virchow-Klinikum entwickelt wird.

Die Forschung und Entwicklung in der computergestützten Chirurgie ist ein stark expandierendes, interdisziplinäres Arbeitsgebiet, in dem immer neue Aufgaben und Handlungsabläufe gefunden werden, die von dem Einsatz fortschrittlicher technischer Möglichkeiten profitieren können [Zac98]. In der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie existieren bereits diverse, zukunftsweisende Ansätze zur computergestützten Planung komplexer Operationen [GKG95, Kee96, BPH+96 KGC+96]. Aber auch in der Neurochirurgie, der Abdominalchirurgie und der Orthopädie gibt es große Entwicklungsbemühungen, die Planung und Ausführung von chirurgischen Eingriffen durch den Einsatz von Computern und Robotern zu verbessern [TLBM96]. Viele solcher Eingriffe können durchaus von dem Einsatz robotergestützter Assistenzsysteme profitieren, die das ruhige Halten, das exakte Führen oder präzise Positionieren von Instrumenten, Implantaten bzw. Knochenteilen ermöglichen [LHA+98, Mer97, HD94].

Durch die enge Zusammenarbeit von Ingenieuren, Informatikern und Medizinern sowie die Integration eines Experimental-OP‘s in den klinischen Operationsbereich liegen an der Charité optimale Voraussetzungen für die Realisierung eines solchen Projektes vor. Der Fachgruppe Navigation und Robotik (*Surgical Robotics Lab, SRL*) steht dazu momentan folgende „Hardware" zur Verfügung:

- Ein mobiles CT, Philips/Analogic Tomoscan M-EG
- Eine Sun 5 Workstation zur CT-Steuerung
- Ein deckenmontierter Roboter, Elekta MSS SurgiScope
- Eine 3D Lokalisiereinheit mit 3 IR CCD Zeilenkameras, PixSys 3000
- Eine HP 9000 Workstation als DICOM Server
- Ein Puma 560 Industrieroboter mit 6 Freiheitsgraden
- Eine SGI Octane MXE Workstation (MIPS R10000), 384 MB
- Eine SGI IRIS Indigo II Workstation (MIPS R4400), 384 MB
- Zwei NT 4.0 Workstations (Pentium Pro 200 MHz), 128 MB

Gesamtziel der Forschungsgruppe ist es, unter Nutzung der zur Verfügung stehenden Ressourcen, ein integriertes Planungs- und Ausführungssystem zu entwickeln, mit dem klinische Abläufe von der Bildgebung, über die Diagnose und Planung bis hin zur robotergestützten Ausführung effizient und präzise durchgeführt werden können.

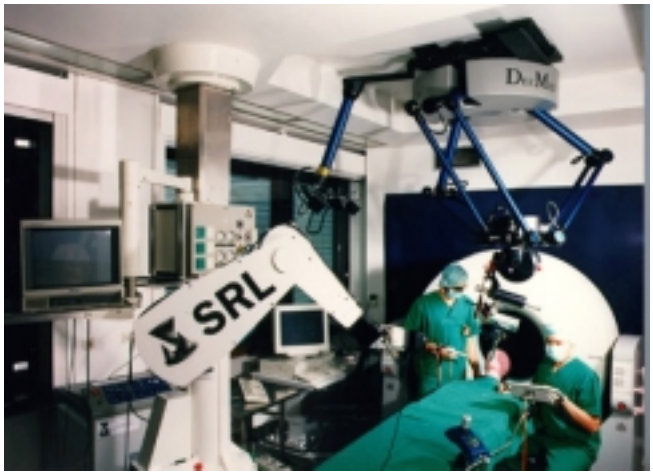

Bild 1.1: Experimental-OP des Surgical Robotics Lab

1.1 Computergestützte Planung in der Chirurgie

Die Chirurgie erlebt seit knapp fünf Jahren eine Entwicklung, die mit dem Einzug der Computertomographie in die Radiologie verglichen werden kann. Die technischen Möglichkeiten computer- und robotergestützter Assistenzsysteme ermöglichen eine Ausdehnung der Gerätemedizin auf chirurgische Handlungsabläufe, die in ihrer Komplexität und mit den benötigten Genauigkeitsanforderungen kaum noch von menschlicher Hand durchgeführt werden können. Zwar erfordert jeder chirurgische Eingriff an einem Patienten[1] eine individuelle, vom Arzt vorzunehmende Planung, doch führt diese, aufgrund der technischen Möglichkeiten in der medizinischen Diagnostik, bereits zu Planungsvorgaben im Submillimeterbereich. Die medizinische Bildgebung liefert dabei z.B. Daten, deren räumliche Auflösung innerhalb einer Aufnahmeebene wenige zehntel Millimeter beträgt. Der kleinstmögliche Schichtabstand liegt momentan zwischen 0,5 und einem Millimeter [WEH+97, RC97].

Die präoperative, chirurgische Therapieplanung basiert auf solchen Daten, die einen Einblick in körperinnere, dreidimensionale Strukturen gewähren. Die bestmögliche Umsetzung der Planung erfordert allerdings hochpräzise, optische und mechanische Hilfsmittel und vor allem eine „ruhige Hand“ des Chirurgen. Operative Vorgänge, die eine solche „ruhige Hand“ erfordern, können unter Umständen von einem assistierenden Robotersystem mit der geforderten Präzision ausgeführt werden. Die Untersuchung ent-

[1] In dieser Arbeit wird aus Gründen der Vereinfachung und zur besseren Lesbarkeit der unspezifizierte Genus durch die maskuline Form ersetzt.

sprechender Möglichkeiten und Einsatzgebiete ist Aufgabe von Medizinern und Ingenieuren weltweit [CAS98] und erfolgt unter anderem am Universitätsklinikum Charité der Humboldt-Universität zu Berlin [SRL98].

In der vorliegenden Arbeit wird ein chirurgisches Planungssystem konzeptionell und prototypisch vorgestellt, mit dem, am dreidimensionalen computergrafischen Modell des aus CT-Daten rekonstruierten menschlichen Schädels, das Setzen von Implantaten zur Befestigung von Ohrepithesen geplant werden kann. Der Einsatz der 3D Computergrafik in Kombination mit der medizinischen Bildgebung ist dabei auf erste Arbeiten von Herman sowie Vannier und Marsh zurückzuführen [HL79, VMW83]. Mittlerweile stellt die wissenschaftliche Visualisierung eine hilfreiche und anerkannte Unterstützung bei der Planung chirurgischer Eingriffe dar. Klinische Bewertungen ergaben bereits 1995 eine hoffnungsvolle, positive Bilanz [CSVS95, LMPV95, PVML95, VMT96].

Das hier vorgestellte Planungssystem erlaubt eine für jeden Patienten individuelle, präoperative Planung des chirurgischen Eingriffs, bei der anatomische Strukturen untersucht und Implantate unter Berücksichtigung dieser Strukturen optimal positioniert werden können. Die Planungsdaten dienen dabei als Grundlage für die präzise, robotergestützte Durchführung punktgenauer, paralleler Bohrungen am Schädel des Patienten.

1.2 Allgemeiner Überblick

Die Planung chirurgischer Vorgänge anhand medizinischer Bilddaten erfordert die Verarbeitung und Visualisierung medizinischer Datenformate. Da sich mit dem ACR-NEMA Standard sowie dem darauf aufsetzenden DICOM Standard ein Format für die medizinische Bildgebung etabliert hat [NEM88, NEM93] und die an der Klinik anfallenden Daten in diesen Formaten generiert, übertragen und gespeichert werden, ist es erforderlich, diese Datenformate mit einem Visualisierungs- und Planungssystem einlesen und verarbeiten zu können.

Für das Konzept dieser Arbeit stellte sich dabei die Frage, ob ein existierendes, kommerzielles Visualisierungssystem verwendet und bezüglich der Belange der Planung erweitert werden oder eine vollständige Eigenentwicklung erfolgen soll. Eine Eigenentwicklung hätte zwar den Vorteil, dass das System komplett nach den Vorgaben der Anforderungsspezifikation erstellt werden könnte und keine überflüssige Komplexität besäße, doch ließe sich solch ein Vorhaben nicht im Rahmen einer einzelnen Diplomarbeit bewerkstelligen und würde zudem bedeuten, dass viele Visualisierungsverfahren erneut implementiert, kombiniert und vor allem getestet werden müssten. Aus diesem Grund wurde der Entscheidung gefolgt, existierende Visualisierungssysteme hinsichtlich ihrer Nutz- und Erweiterbarkeit zu analysieren und jenes zu verwenden, das die gegebenen Anforderungen am ehesten erfüllt [DZ97].

Aufsetzend auf die Funktionalität des Visualisierungssystems, soll ein Planungssystem entwickelt werden, mit dem 3D Implantatmodelle, unter Berücksichtigung von entsprechenden Planungsvorgaben sowie der vorliegenden anatomischen Strukturen, optimal am 3D Schädelmodell positioniert werden können. Das Planungssystem soll

den planenden Arzt bei seiner Aufgabe derart unterstützen, dass ihm alle benötigten Sichtweisen auf die Ausgangsdaten, inklusive des aus diesen Daten rekonstruierten 3D Modells zur Verfügung stehen. Über geeignete grafische Planungshilfen soll die Platzierung der Implantatmodelle unterstützt werden, wobei deren Positionen sowohl in den 2D Darstellungen der Schichtdaten als auch am 3D Modell des Schädels verdeutlicht werden müssen. Zur Unterstützung der optimalen Platzierung der Implantate muss zu jeder Position die zugehörige Knochen- und Weichgewebedicke bestimmt und angezeigt werden. Das Planungssystem soll weiterhin die Abstände zwischen Implantaten berechnen und deren Ausrichtung zueinander und zur Knochenoberfläche optimieren.

Erst wenn eine Planung anhand der vorliegenden Daten auch mit einer ausreichenden Genauigkeit auf den Patienten umgesetzt werden kann, lässt sich ein entsprechendes System in der klinischen Routine einsetzen. Aus diesem Grund ist ein weiterer Bestandteil der Arbeit die genaue Detektion so genannter Registrierungsmerkmale, die in Form von kleinen Metallmarkern am Patienten angebracht und im Rahmen der Bildgebung erfasst werden. Diese Marker, die sich aufgrund ihres hohen Absorptionskoeffizienten bzgl. hochfrequenter Röntgenstrahlung deutlich vom umliegenden menschlichen Gewebe abheben, müssen in den Aufnahmedaten erkannt und klassifiziert werden. Lässt sich deren genaue Lage und Orientierung aus den Bilddaten rekonstruieren, dann ist es möglich, die über das Modell erzeugten Planungsdaten mit dem zugehörigen Patienten in Relation zu setzen.

Die robotergestützte Umsetzung der Planung erfolgt über ein separates Ausführungssystem, das zeitgleich mit dieser Arbeit am *Surgical Robotics Lab* entwickelt wird. Zu diesem Zweck ist es erforderlich, ein geeignetes Datenformat zu definieren, das alle für die Umsetzung der Planung notwendigen Daten umfasst. Die Planungsdaten müssen nach Abschluss der Planung in diesem Format abgespeichert und vom Ausführungssystem wieder eingelesen bzw. in späteren Ausbaustufen direkt übertragen werden.

Das Resultat dieser Arbeit bildet ein computergrafisches Planungssystem für den Einsatz in der Epithetik, das in Form eines Prototyps implementiert wird und die Anforderungen bzgl. des Imports medizinischer Bilddaten, der Visualisierung der Datensätze, der Modellerzeugung, der Markerdetektion, der grafischen Planung zur optimalen Positionierung von Implantaten und des Exports der Planungsdaten integriert. Weiterhin wird eine Programmbibliothek zum Import der Planungsdaten in das Ausführungssystem entwickelt und bereitgestellt.

1.3 Gliederung der Arbeit

Kapitel 2 behandelt den grundsätzlichen Entwurf des zu entwickelnden Planungssystems unter Berücksichtigung der Anforderungen und Vorgaben und führt zu einer Struktur, die die Gesamtentwicklung in einzelne Teilbereiche untergliedert. In Kapitel 3 werden der Import medizinischer Bilddaten in ein 3D Visualisierungssystem inklusive des zugrundeliegenden Datenformates sowie die Anforderungen an eine Programmbibliothek zur Interpretation dieser Daten beschrieben. Kapitel 4 behandelt die Erkennung von Registrierungsmarkern, wobei die zu erkennenden Markertypen vorgestellt

werden und das Verfahren zu deren automatischer Detektion und Klassifikation erläutert wird. In Kapitel 5 wird der implementierte Prototyp eines grafischen Planungssystems vorgestellt, mit dem das interaktive Platzieren von Implantatmodellen an einem computergrafischen 3D Schädelmodell ermöglicht wird. Abschließend erfolgt in Kapitel 6 die Beschreibung des Datenformates zum Export der Planungsdaten, die mit einem Ausführungssystem weiterverarbeitet werden sollen.

Im nachfolgenden Kapitel 7 wird das implementierte Planungssystem bewertet und die Möglichkeiten zusammengefasst, wie und an welchen Stellen dieses System im Hinblick auf eine klinische Nutzbarkeit verbessert werden kann. Eine klinische Bewertung kann in dieser Arbeit noch nicht erfolgen, da mit ihr der erste Prototyp eines Planungssystems bereitgestellt wird. Dieser Prototyp basiert zwar auf den Vorgaben der medizinischen Anforderungen, doch müssen vor einem klinischen Einsatz noch detaillierte Genauigkeitsuntersuchungen sowie praktische Anwendertests erfolgen, die im Rahmen dieser Diplomarbeit nicht vorgenommen werden konnten.

Anhang A beinhaltet eine kurze Bedienungsanleitung, in der die Nutzung der entwickelten Komponenten des Planungssystems beispielhaft beschrieben ist. In Anhang B befindet sich eine Übersicht über den auf der beiliegenden CD vorliegenden Programmcode sowie die zugehörigen Testdaten. Für die Weiterentwicklung kann die Verzeichnisstruktur auf der CD in das eigene Entwicklungsverzeichnis kopiert werden. Alle ausführbaren Programme wurden auf einer Silicon Graphics Workstation unter IRIX 6.3 bzw. 6.4 mit dem MIPS Pro Compiler, Version 7.2 übersetzt und sind dort sofort ablauffähig. Auf anderen Rechnerplattformen muss der Programmcode neu übersetzt werden.

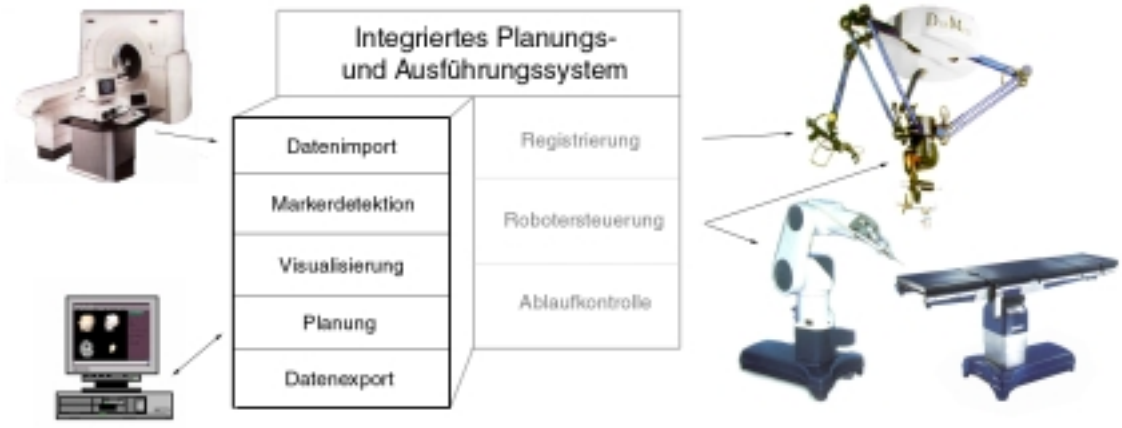

Bild 1.2: Konzeptionelle Teilbereiche des Planungssystems

2 Medizinische Problemstellung und Konzept

In diesem Kapitel wird die dieser Arbeit zugrunde liegende medizinische Problemstellung sowie ein Konzept zu deren verbesserter Bewältigung vorgestellt. Es sollen chirurgische Eingriffe aus dem Bereich der Epithetik computergestützt geplant und robotergestützt durchgeführt werden, wobei diese Planung exemplarisch am Beispiel der operativen Vorbereitung der Fixierung einer Ohrepithese erfolgt. Um einen grundsätzlichen Überblick über die Art des zu planenden Eingriffs zu gewinnen, wird nach einer einleitenden, kurzen Beschreibung der Epithetik ein beobachteter Operationsablauf zusammengefasst und im Anschluss ein Konzept entwickelt und vorgestellt, mit dem die Planung einer solchen Operation unter Zuhilfenahme technischer Möglichkeiten unterstützt werden kann.

Die Epithetik ist eine medizinisch-künstlerische Disziplin, die eng mit der plastisch-rekonstruktiven Chirurgie verbunden ist [Dun97]. Bei der rekonstruktiven Chirurgie wird versucht, Patienten mit traumatisch oder tumorchirurgisch bedingten Defekten bzw. angeborenen Malformationen durch operativen Wiederaufbau mit weitgehend körpereigenem Gewebe zu versorgen. Ist dies, aufgrund der Schwere oder Art des Defektes, z.B. bei Totalverlust, nicht möglich, dann werden Prothesen bzw. Epithesen[2] zur funktionalen und/oder ästhetischen Wiederherstellung herangezogen [BFKS94]. Epithesen sind künstliche Aufsatzstücke, die einen Defekt oberflächlich verdecken und zumeist der ästhetischen Rehabilitation dienen. Eine Epithese hat dabei nach Federspil *„…die Funktion, eine möglichst unauffällige Physiognomie herzustellen und den Patienten wieder ‚normal' erscheinen zu lassen."* [FKF97]. Die Bestimmung der optimalen Form und Lage einer Epithese sowie der unauffälligen und vor allem sicheren Befestigungsart ist die Aufgabe des Epithetikers. Die Verwendung von implantatfixierten Epithesen ist derzeit in vielen Fällen *„die Methode der Wahl"* [WLS95, SF95, Fri97, TG97, STS97].

2.1 Operationsszenario – Setzen einer Ohrepithese

Ein missgebildetes Ohr soll durch eine Ohrepithese ersetzt werden. Die operative Vorbereitung besteht darin, zwei oder mehr Gewindehülsen aus Titan in den Schädelknochen des Patienten zu implantieren (Osseointegration) [TG97], in die später die Aufnahmen für den individuell anzufertigenden Steg (Suprakonstruktion) zur Befestigung der Ohrepithese eingeschraubt werden [RSS97, Rad95]. Dazu müssen Aufnahmelöcher im Schädel des Patienten gebohrt sowie passende Gewinde geschnitten werden, in die letztendlich die enossalen, d.h. im Knochen liegenden Implantate eingedreht werden. Auf Basis der Schädeloberfläche im Operationsbereich, unter Berücksichtigung der Implantatpositionen, wird nach einer individuell unterschiedlichen Zeitspanne ein Abdruck angefertigt, über den die Herstellung der Epithese nebst Befestigungssteg erfolgt.

[2] *Epithese*: gr. Herauflegen [Psc98], *Epithema* gr. Deckel [GSS+97]

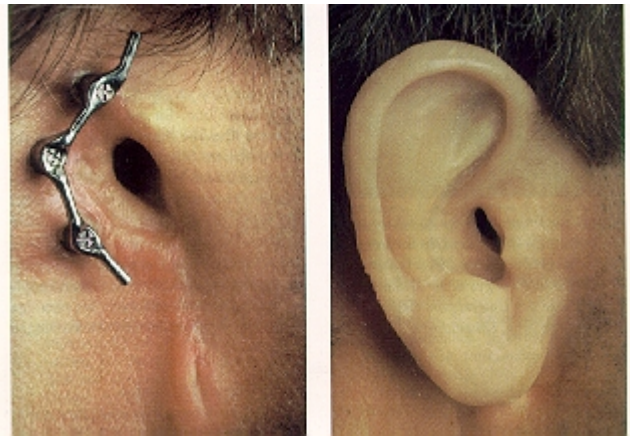

Bild 2.1: Versorgung mit einer Ohrepithese

2.1.1 Konventionelle Planung und Durchführung

Ausgangsbasis für die Planung eines chirurgischen Eingriffs bildet natürlich der Patient, an dem der Eingriff vorgenommen werden soll. Begleitend zu den ersten Untersuchungen werden je nach Notwendigkeit fotografische, radiographische und mittlerweile oft auch tomographische Aufnahmen angefertigt. Diese Daten erlauben eine erweiterte, vom Patienten losgelöste Planung. Im Normalfall erfolgt unmittelbar vor einer Operation der vorangehend beschriebenen Art eine einfache Planung am Lichtkasten, bei der Ort und Tiefe der erforderlichen Bohrungen in grober Näherung bestimmt werden. Die Quantifizierung der Ausgangsdaten wird dabei in der Regel visuell und ohne spezielle Hilfsmittel vorgenommen. Intraoperative Messungen erfolgen in diesem Zusammenhang mit einem konventionellen Lineal, wobei aufgrund von Ungenauigkeiten und Parallaxefehlern zwei bis drei Millimeter Abweichung durchaus vorstellbar sind.

Das gesamte Operationsareal am Ohr hat einen Durchmesser von ca. 6 cm. Aus der Verbindungslinie zwischen Auge und Zentrum des Gehörganges ergibt sich eine Orthogonale, die kranial eine 12 Uhr Position vorgibt, nach der die Positionierung der Implantate erfolgt (siehe Bild 2.2). Markierungen für Bohrstellen und Schnitte werden mit einer Spezialtinte auf der Haut und im Verlauf der Operation auch auf dem Knochen aufgebracht [Nob95].

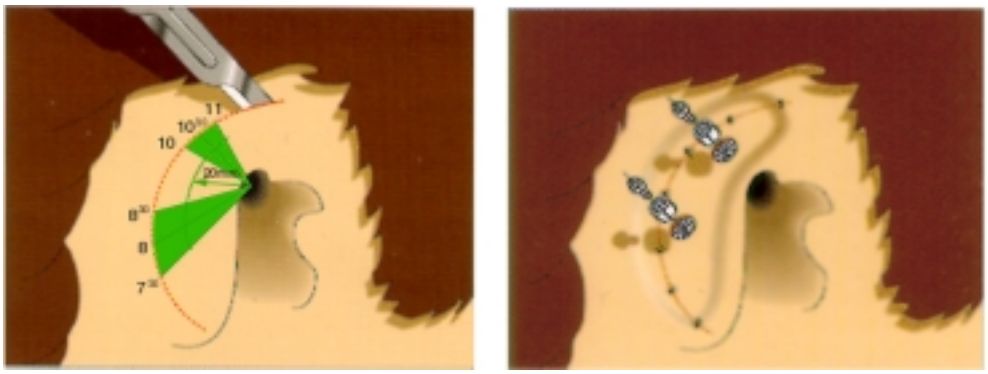

Bild 2.2: Planungsvorgabe zur Vorbereitung einer Ohrepithese

Ausgehend vom Zentrum des Gehörganges erfolgen Vorbohrungen in 1 und 4 Uhr bzw. 11 und 8 Uhr Position hinter dem Ohr und ggf. einer weiteren Bohrung dazwischen, wobei sich 20 mm als Entfernung zwischen Implantat und Gehörgang sowie mindestens 15 mm zwischen den Implantaten als günstig erwiesen hat [BFKS94]. Die Verwendung von zwei Implantaten ist wenn möglich zu favorisieren, da insbesondere an den transkutanen Befestigungsstellen Komplikationen in Form von Hautreizungen und Infektionen auftreten können [FKF97]. Nach den Vorbohrungen werden die Löcher auf den erforderlichen Durchmesser zur Aufnahme der Implantathülsen erweitert. Die Bohrtiefe variiert dabei je nach Knochenangebot zwischen 2 und 5 mm. Eine Tiefe von weniger als 2 mm ist generell ungenügend, da in diesem Fall keine ausreichende Anzahl von Gewindedrehungen möglich ist. Die Einhaltung der korrekten Bohrtiefe unter Berücksichtigung der maximalen Knochendicke ist für diesen Eingriff von essentieller Bedeutung und wird durch geeignete Bohraufsätze mit mechanischem Anschlag garantiert. Eine exakte Bestimmung der Knochendicke unter Berücksichtigung von Regionen geringerer Dichte (Mastoidzellen) erfolgt derzeit nicht.

Nach der Präparation der Löcher werden die Gewinde zur Aufnahme der Implantate geschnitten, in die im Anschluss die Titanhülsen eingeschraubt werden. In Bild 2.3 ist der Ablauf eines solchen Eingriffes schematisch skizziert [Nob95]. Aus dem Abstand der Gewindehülsen und deren Orientierung zueinander resultiert die Form der anzufertigenden Suprakonstruktion. Voraussetzung für die Nutzbarkeit vorgefertigter Standardstege ist eine parallele und höhenmäßige Ausrichtung der Implantate zueinander unter Einhaltung eines vorgegebenen Abstandes.

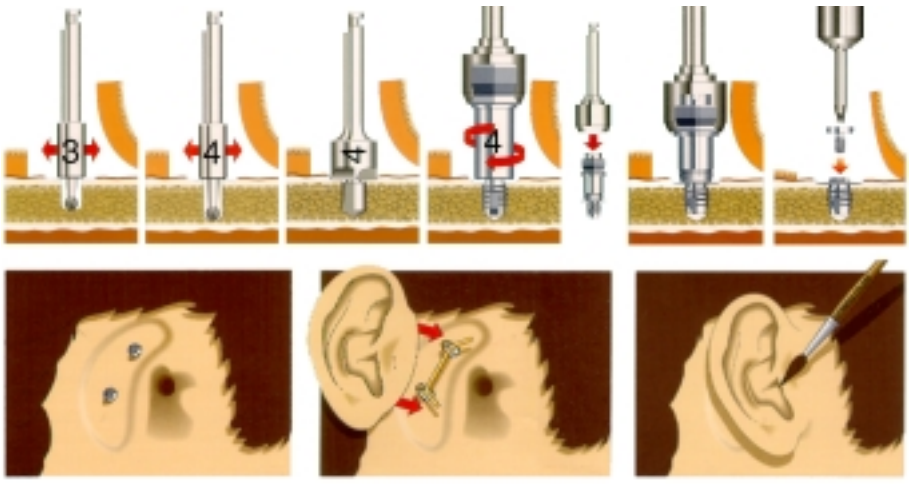

Bild 2.3: Schematischer Ablauf der chirurgischen Vorgehensweise

Für die Planung einer solchen Operation ist es interessant, die Dicke des Schädelknochens sowie des darüberliegenden Weichgewebes und die eventuelle Existenz von Mastoidzellen aus den CT-Daten ermitteln zu können [MHH+97, BJ95]. Mit dieser Information lassen sich die optimalen Positionen der Bohrstellen bestimmen. Liegen die Bohrachsen sowie die Positionen der Bohrlöcher vor, so stellt sich die Frage, wie die Planungsvorgaben in ihrer Genauigkeit umgesetzt werden können. Erstrebenswert ist die exakte Einhaltung der Planungsvorgaben.

Eine konventionelle Vorgehensweise zur Erreichung dieses Ziels ist die Verwendung einer stabilen Bohrschablone, die entweder individuell vor der Operation angefertigt oder aus einer Palette von Standardschablonen ausgewählt werden kann. Solche Schablonen werden dem Patienten entweder in den Gehörgang eingeführt oder in der ersten Bohrung fixiert und entsprechend des darunter liegenden Schädelknochens ausgerichtet. Die Führungslöcher der Schablone geben dabei die Bohrpositionen vor und gewährleisten, dass die Bohrachsen parallel zueinander liegen. Die tatsächlichen Positionen und Orientierungen hängen von der Beweglichkeit der Schablone in Relation zum Patientenschädel sowie der Genauigkeit der Führungshülsen ab. Eine Alternative zu dieser Vorgehensweise bietet der Einsatz computergestützter Planungshilfen in Kombination mit mechanischen Hilfsmitteln und kinematischen Verfahren, wie sie in der Fachgruppe Navigation und Robotik entwickelt bzw. eingesetzt werden [LHA+98].

2.1.2 Vorteile einer computergestützten Planung

Die Planung und Ausführung des vorangehend beschriebenen Eingriffs wird von erfahrenen Chirurgen im Hinblick auf das Operationsergebnis bereits seit Langem erfolgreich durchgeführt [ST97]. Drehzahl- und Drehmomentbegrenzende Werkzeuge mit mechanischen Anschlägen ermöglichen eine materialgerechte Arbeit, und ein Durchbohren des Schädelknochens tritt bei fachgerechter Vorgehensweise in der Regel selten auf. Der Auflagebereich der Epithese kann nach der Verheilung durch einen Wachsabdruck des Schädelknochens inklusive der implantierten Fixierungen modelliert werden. Diese Negativform bildet zudem die Fertigungsgrundlage für den Befestigungssteg. Auch die äußere Form der anzufertigenden Epithese lässt sich aus einem Abdruck der zweiten, noch intakten Ohrmuschel ableiten. Dennoch ergeben sich für den Patienten durch eine computergestützte präoperative Planung sowie deren exakte Umsetzung Vorteile, die nicht von der Hand zu weisen sind.

Betrachtet man zum Beispiel die Zeit, die zwischen der Operation und dem endgültigen Erhalt der Epithese liegt, dann muss zum einen die Dauer des Abheilvorganges berücksichtigt werden, bevor ein Abdruck der Implantate am Patientenschädel erfolgen kann und zum anderen die Zeitspanne, die bis zur vollständigen Implantatstabilität bzw. der Fertigstellung von Suprakonstruktion und Epithese vergeht. Von Patienten mit angeborenen Missbildungen mag diese Zeitspanne zwar toleriert werden, im Normalfall unterliegen Patienten in der Zeit zwischen Vorbereitung und Erhalt der Epithese einer erheblichen, ästhetisch begründeten psychischen Belastung, die es zu minimieren gilt.

Durch die Möglichkeit der Rekonstruktion von Knochen- und Hautoberfläche aus tomographischen Daten lassen sich zum Beispiel intakte Bereiche spiegeln, die in Form von CAD-Modellen als Grundlage für die präoperative Epithesenfertigung dienen können [HHM+97, GL97, RN96]. Weiterhin lassen sich, durch die Möglichkeit der exakten Bestimmung von Knochen- und Weichgewebedicke an den geplanten Bohrstellen sowie der Erkennung und Quantifizierung von Lage und Größe möglicher Mastoidzellen im Operationsgebiet, geeignete Implantate mit einer maximalen Tiefe und bestmöglichem Halt im Knochenmaterial positionieren sowie geeignete Distanzhülsen für den außen liegenden Befestigungssteg auswählen.

Die Nutzung vorgefertigter Befestigungsstege mit Standardmaßen ist derzeit noch nicht möglich, da die notwendigen Abstände der Fixierungen sowie deren Orientierung bei manueller Durchführung der Bohrungen nicht exakt eingehalten werden können. Erst wenn die Bohrungen reproduzierbar mit einem vorgegebenen relativen Abstand zueinander und einer definierten Orientierung vorgenommen werden können, lassen sich in Zukunft auch kostengünstigere Standardimplantate bzw. Befestigungsstege einsetzen.

Bild 2.4: Befestigungssteg und Fixierung

Ein wünschenswertes Ziel wäre es nun, den Eingriff in seiner Gesamtheit optimal planen zu können, mit dem Resultat, dass die Implantate bestmöglich platziert werden und anhand der Planungsdaten bereits präoperativ die Herstellung bzw. Auswahl der Epithese sowie der zugehörigen Befestigungshilfsmittel veranlasst werden kann. Dadurch würde sich einerseits das Operationsergebnis noch verbessern lassen und andererseits ein Patient bereits unmittelbar nach der Operation das mentale Gefühl einer deutlichen, ästhetischen Verbesserung erhalten.

2.2 Vorgaben für ein computergestütztes Planungssystem

Das zu entwickelnde Planungssystem soll eine dreidimensionale Planung auf Basis computertomographischer Daten ermöglichen. Dazu müssen Methoden der Computergrafik und der Bildverarbeitung vereint werden, so dass Implantatmodelle unter Berücksichtigung der vorliegenden Gewebestrukturen an einem dreidimensionalen Modell des Patientenschädels angepasst werden können. Für einen klinischen Einsatz muss das Planungssystem alle in der Klinik anfallenden CT-Daten verarbeiten können und eine einfache und klare Benutzerführung besitzen, die von den Chirurgen akzeptiert wird. Es muss weiterhin gewährleistet werden, dass die Planungsdaten mit einer ausreichenden Genauigkeit auf den Patienten angewendet werden können. Das Ergebnis der Planung soll in einer definierten Form an ein Ausführungssystem übertragen werden, welches die Planungsdaten auswertet, die entsprechenden Steuersequenzen generiert und diese zur exakten Umsetzung an die Robotersteuerung weiterleitet.

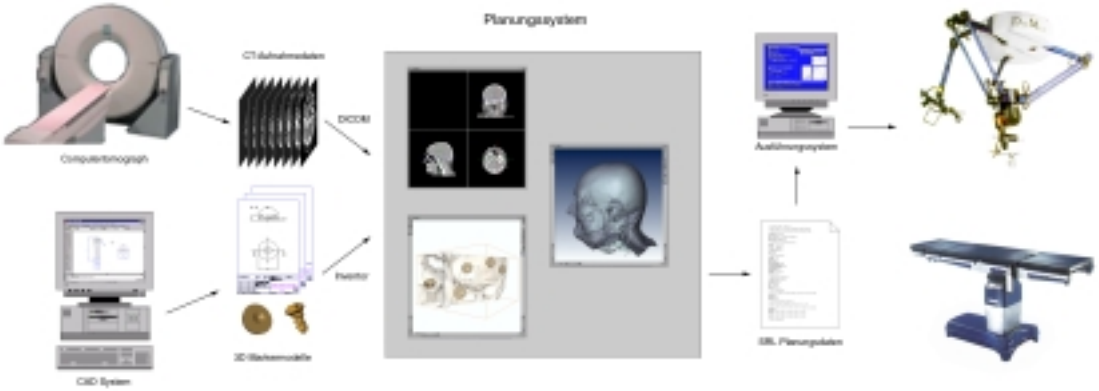

Bild 2.5: Datenflussmodell des Planungssystems

Die funktionelle Struktur des Planungssystems ergibt sich demnach aus den erforderlichen Verarbeitungsschritten:

- Einlesen der tomographischen Aufnahmedaten
- 3D Rekonstruktion und Visualisierung der Knochen- und Hautoberfläche
- Interaktive Platzierung der Implantate an einem 3D Modell
- Automatische Segmentierung von Registrierungsmarkern
- Export aller zur robotergestützten Planungsumsetzung benötigten Daten

2.2.1 Planungsgrundlage

Ausgehend vom medizinischen Befund werden am Schädel des Patienten kephalometrische Messungen vorgenommen, anhand derer die Quantifizierung einer Missbildung bzw. eines Defektes erfolgen kann. Des Weiteren werden fotografische Aufnahmen angefertigt, die zum einen den präoperativen Zustand dokumentieren sollen, zum anderen aber auch als Planungsgrundlage dienen können. Auf diesen Fotografien bzw. den digitalisierten Bilddaten lassen sich z.B. Sollpositionen einzeichnen und qualitativ bewerten. Konventionelle Röntgenaufnahmen können ebenfalls relativ schnell und preiswert generiert werden und liefern einem Arzt oder Radiologen einen ersten Überblick über die vorliegende Knochenstruktur, die im Verlauf der Therapie als Grundlage für die Verankerung von Implantaten dient.

Das sowohl kosten- als auch zeitintensivste Verfahren zur Erstellung einer Planungsgrundlage ist die Computertomographie, mit der Gewebestrukturen dreidimensional erfasst werden können. Anhand tomographischer Aufnahmen lässt sich derzeit die genaueste Planung unter Berücksichtigung der Gewebedicke vornehmen [BJ95], doch erfordert diese aufgrund der gewaltigen Datenmengen den Einsatz von Computersystemen. Solche Computersysteme eröffnen neben der reinen Aufbereitung bzw. Visualisierung der tomographischen Aufnahmedaten viele weitere Möglichkeiten der Datenanalyse und Datenmanipulation, worauf sich die Forschung und Entwicklung im Bereich der computergestützten Chirurgie begründet.

Bei der Entwicklung des Planungssystems werden in der ersten Stufe ausschließlich tomographische Röntgenaufnahmen als Planungsgrundlage herangezogen, da diese eine deutliche Differenzierung von Knochenstrukturen und der Hautoberfläche sowie eine Planung am dreidimensionalen Modell ermöglichen. Als Datenquellen werden die an der Klinik eingesetzten CT-Scanner berücksichtigt, die ihre Aufnahmedaten nach dem DICOM Standard bereitstellen.

Die CT-Datensätze spiegeln eine räumliche Verteilung der Absorptionswerte, des von Röntgenstrahlung durchdrungenen Gewebes wider, von denen umgekehrt in gleicher Art auf das zugrundeliegende Gewebe geschlossen werden kann. Innerhalb einer Schicht liegen die Absorptionswerte in Form einer 2D Matrix $[x, y]$ vor. Um solche Daten nutzen und vergleichen zu können, müssen sie auf einen definierten Bereich normiert werden. Diese Normierung erfolgt in Relation zu einem bekannten Absorptionskoeffizienten μ, nämlich dem von Wasser, bei einer festgelegten Energie, die sich aus einer Spannung von 73kV ergibt [Toe93]. Die Einheit des normierten Absorptionskoeffizienten heißt HOUNSFIELD Unit (HU).

$$f_{CT}(x,y) = 1000 \cdot \frac{\mu(x,y) - \mu_{Wasser(73kV)}}{\mu_{Wasser(73kV)}} \text{ [HU]} \qquad (2.1)$$

Neben den patientenbezogenen Aufnahmedaten werden außerdem die Geometriedaten der zu verwendenden Implantate benötigt. Liegen die erforderlichen Daten vor, so müssen diese mit einem computergrafischen Visualisierungssystem weiterverarbeitet werden.

2.2.2 Datenimport und Visualisierung

Die wesentliche Grundlage für eine 3D-Planung ist die medizinische Bildgebung mit den daraus resultierenden Schichtdaten, die in der Regel in speziellen Formaten vorliegen. Diese Daten müssen eingelesen und visualisiert werden und bilden wiederum die Grundlage für eine dreidimensionale Rekonstruktion der ursprünglichen Aufnahmeinformation. Neben der computergrafischen Visualisierung spielt allerdings auch die Segmentierung, Filterung und Vermessung solcher Datensätze eine große Rolle. Weiterhin muss eine geometrische Manipulation der computergrafischen Modelle bzw. einzelner Teile davon möglich sein.

In Bezug auf die Entwicklung eines chirurgischen Planungssystems kommt der Visualisierung und der Bildverarbeitung eine sehr große Bedeutung zu. Es wäre jedoch sehr aufwendig, alle benötigten Verfahren neu zu programmieren, zu testen und zu optimieren. Aus diesem Grund bietet es sich an, bestehende Programmpakete auf ihre Nutzbarkeit hin zu untersuchen. Wichtigste Prämisse dabei ist, dass sich diese Programmpakete erweitern lassen, so dass spezielle Anforderungen oder fehlende Merkmale im Rahmen einer Eigenentwicklung bereitgestellt und in das bestehende System integriert werden können.

Zur wissenschaftlichen Visualisierung komplexer Daten existieren bereits eine Vielzahl von Programmpaketen am Markt. Eine ausführliche Untersuchung und Bewertung ihrer Merkmale und Leistungsfähigkeit reduzierte die Anzahl potentiell geeigneter Visualisierungssysteme auf vier Produkte [DZ97].

- AVS Express
- IBM Data Explorer
- Analyze AVW
- Visualization Toolkit (vtk)

Entscheidend für diese Bewertung war neben der Funktionalität und Erweiterbarkeit auch die Verfügbarkeit für unterschiedliche Rechnerplattformen, die benötigte Dauer der Einarbeitung, die Qualität der zugehörigen Entwicklungsumgebung und die Möglichkeit einer optimalen Unterstützung durch den Hersteller bzw. einer breiten, aktiven Anwendergruppe.

Im direkten Vergleich überzeugte Analyze AVW, da es als einziges Produkt den direkten Import von ACR-NEMA/DICOM Daten zulässt, die höchste Verarbeitungsgeschwindigkeit bei der Manipulation von komplexen computergrafischen Modellen besitzt und seine gesamte Funktionalität in Form von C-Bibliotheksfunktionen bereitstellt, wodurch die Entwicklung einer eigenen Anwendung inklusive Benutzeroberfläche nicht eingeschränkt wird [Ana98]. Lediglich der hohe Preis von über 25.000,- DM ließ einen Einsatz als Basissystem nicht zu.

Bei AVS [AVS98] und dem IBM Data Explorer [IDX98] handelt es sich zwar um sehr mächtige, universell einsetzbare Visualisierungspakete, doch für den Import medizinischer Bilddaten mussten bereits eigene Konvertierungsroutinen entwickelt werden, um die Daten in das produktspezifische Datenformat zu überführen. Die geometrische Manipulation von großen CT-Datensätzen erfolgt weitaus langsamer als bei Analyze, und die Entwicklungsumgebung sowie die Möglichkeiten der eigenen Erweiterung bzgl. eines homogenen und leicht bedienbaren Gesamtsystems sind sehr restriktiv.

Das *Visualization Toolkit* bietet eine sehr umfangreiche Kollektion von Grafik- und Bildverarbeitungsfunktionen, die in Form von C++ Bibliotheken vorliegen und als Basis für eine eigene Entwicklung gut geeignet sind [VTK98, SML98]. Für den Datenimport müssen allerdings auch eigene Konvertierungsroutinen geschrieben werden. Ein interessanter Aspekt von *vtk* ist die freie Verfügbarkeit sämtlicher Quellen sowie die breite Anwenderschaft, die sich in reger Kommunikation in den *Usenet-News* [Gra98] austauscht. Für eine komplette Eigenentwicklung würde sich der Einsatz von *vtk* als computergrafisches Basissystem absolut empfehlen.

Die Entscheidung fiel letztendlich auf das in der Voruntersuchung nicht berücksichtigte, am Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin (ZIB) entwickelte Visualisierungssystem „Amira“, das zwar noch nicht für Microsoft® Windows NT/95 Plattformen verfügbar ist, jedoch über einen sehr großen Funktionsumfang verfügt und eine schnelle und qualitativ hochwertige Visualisierung großer Datenmengen ermöglicht [Ami98].

Amira basiert auf einem objektorientierten Design, ist weitgehend in der Programmiersprache C++ geschrieben und nutzt die objektorientierte Grafikbibliothek Open Inventor zu Open GL sowie die grafische Benutzerschnittstelle ViewKit/Motif. Aufgrund einer Kooperationsvereinbarung wurde Amira vom ZIB zur Verfügung gestellt und eine direkte Unterstützung bei der Entwicklung zugesichert, so dass, unter Berücksichtigung der bereits vorhandenen Funktionalität, eine individuelle Erweiterung von Amira auf die Belange eines chirurgischen Planungssystems, im Rahmen einer Diplomarbeit, als realisierbar erschien. Das Visualisierungssystem Amira bildet somit die Basis für die Entwicklung eines Planungssystems zum Einsatz in der Epithetik.

2.2.3 Grafische Planung

Für die chirurgische Planung ist es zum einen erforderlich, die einzelnen Schichten des Datensatzes begutachten zu können, wobei diese für alle drei Projektionen bereitgestellt werden müssen (axial, sagittal und coronal), zum anderen soll aus allen Schichten, in Abhängigkeit von einstellbaren Schwellenwerten für Haut und Knochen, ein 3D-Oberflächenmodell generiert und visualisiert werden.

Die Visualisierung der Projektionen stellt einen Ersatz für die herkömmliche Sichtweise am Lichtkasten dar und bietet den Chirurgen und Radiologen die gewohnte Möglichkeit zur Diagnose und Planung. Jede Schicht einer Projektionsrichtung soll dabei individuell selektiert werden können, wobei der zu visualisierende Grauwertbereich je nach Bedarf zur optimalen Kontrasteinstellung variierbar sein muss. Weiterhin ist es von Vorteil, Teilbereiche der Schichtdaten vergrößert darstellen zu können.

Die Visualisierung eines 3D-Modells der Haut- und Knochenoberfläche ermöglicht zusätzlich eine Planung in der Sichtweise der realen Operation. Sowohl die Knochen- als auch die Hautoberfläche soll sich dabei separat anzeigen lassen, wodurch Messungen auf der modellierten Hautoberfläche unter Berücksichtigung der darunter liegenden Knochenstruktur ermöglicht werden. Zusätzlich zur getrennten Darstellung von Haut- und Knochenoberfläche ist es wünschenswert, die knöcherne Struktur mit überlagerter, semitransparent dargestellter Hautoberfläche betrachten zu können. Diese Darstellungsweise ermöglicht eine neue Form der Planung, bei der Bezugspunkte auf der Haut- und Knochenoberfläche *gleichzeitig* berücksichtigt werden können.

Für die Planung der Befestigung einer Ohrepithese ergibt sich weiterhin die Möglichkeit der Auswahl von 3D-Modellen der zu verwendenden Implantate, die interaktiv am 3D-Knochenmodell platziert und ausgerichtet werden können. Die Planungsvorgaben aus Bild 2.2 auf Seite 8 sollen dabei in grafischer Form als Planungshilfe bereitgestellt werden. Zu jeder Position kann die Dicke des Knochens und des darüberliegenden Weichgewebes bestimmt und angezeigt werden, was den Planungsvorgang erheblich verbessern würde. Jede im 3D-Modell ausgewählte Position soll zudem zur Anzeige der zugehörigen drei Schichten in den Projektionsansichten führen, wodurch die Korrelation zwischen Schichtdaten und 3D-Modell automatisch hergestellt wird und nicht mehr nur der Erfahrung und der Vorstellungskraft eines planenden Arztes obliegt. Neben der optimalen Platzierung von Implantaten unter Berücksichtigung von Knochen- und

Weichgewebedicke ist es weiterhin möglich, deren Orientierung bzgl. der Knochenoberfläche zu optimieren, den Abstand zwischen den Implantaten zu berechnen und den Befestigungssteg inklusive der Distanzhülsen als computergrafisches 3D-Modell in den Planungsvorgang mit einzubeziehen.

Die grafische Planung kann in vielen Bereichen noch weiter ausgebaut werden. So ist zum Beispiel denkbar, dass rekonstruierte Bereiche des 3D-Modells gespiegelt, interaktiv platziert und automatisch an die vorliegende Geometrie des Operationsgebietes angepasst werden können. Ein Spiegeln und Anpassen der intakten Ohrmuschel könnte dann auch automatisch zur Bestimmung der optimalen Implantatpositionen führen, die sich aus der Knochenstruktur im definierten Auflagebereich der Epithese ableiten ließen. Statt der einzelnen Implantathülsen könnten auch komplette Befestigungsstege mit Standardabmessungen ausgewählt und unter Berücksichtigung der zugrundeliegenden Geometrie am Schädelmodell angepasst werden, woraus sich die erforderlichen Bohrpositionen nebst Tiefe und Durchmesser ergeben. Entscheidend ist, dass die Planung einfach und ergebnisorientiert erfolgen kann, mit dem Ziel der für den Patienten optimalen Anpassung einer Epithese.

Das Resultat der Planung ist die Bereitstellung der Bohrdaten in Abhängigkeit von der Knochenstruktur, der Geometrie des Planungsgebietes und des zu verwendenden Implantattyps. Die erforderliche Länge des Befestigungssteges ergibt sich aus der Distanz zwischen den Implantaten. Die Länge der Distanzhülsen lässt sich aus der Dicke des Weichgewebes an den entsprechenden Stellen bestimmen und die Oberflächengeometrie des Auflagebereiches der Epithese kann aus dem Modell der Knochen- und Hautoberfläche abgeleitet werden, wobei letzteres von der postoperativen Situation des Weichgewebes abhängt, die nach Ausdünnung und Deformation nicht eindeutig vorherzusagen ist.

2.2.4 Planungsumsetzung

Ausgehend von der präoperativen Situation besteht das Problem, die Planungsdaten auf den realen Patienten anwenden zu können. Bereits bei der computertomographischen Aufnahme wird das menschliche Gewebe diskretisiert. Daraus resultiert, je nach Auflösung und Schichtabstand, ein Fehler bei der Rückabbildung von Punkten im Datenvolumen zu den zugehörigen Bereichen des Gewebes.

Bei der Generierung eines 3D-Modells der Knochen- und Hautoberfläche erfolgt eine weitere Approximation der realen Oberfläche, die zum einen von den verwendeten Schwellenwerten zur Segmentierung und zum anderen von der Güte des Approximationsverfahrens abhängt. Aus diesem Grund kann das computergrafische 3D-Modell zwar zur qualitativen Planung herangezogen werden, quantitative Analysen, wie Abstands- und Dickebestimmungen, müssen jedoch immer direkt auf den Originaldaten erfolgen.

Das Hauptproblem der Planungsumsetzung liegt derzeit in der Übertragung der Planungsdaten auf den Patienten bei der eigentlichen Operation. Hier muss gewährleistet sein, dass Modell und Patient mit einer maximalen Genauigkeit aufeinander

abgebildet werden. Diese Voraussetzung kann jedoch nur für die festen, knöchernen Strukturen des Schädels gelten. Bewegliche Bereiche, wie der Unterkiefer oder durch Fraktur separierte Knochenteile können ohne Zusatzmaßnahmen nicht mehr eindeutig am Patienten lokalisiert werden. Für den Vorgang der Registrierung von Modell- und Patientengeometrie werden deshalb so genannte Registrierungsmarker verwendet, die vor der computertomographischen Aufnahme an exponierten Stellen des Patienten befestigt werden.

Solche Marker lassen sich aus den tomographischen Röntgenaufnahmedaten gut segmentieren, da sie einen sehr hohen Absorptionskoeffizienten bzgl. Röntgenstrahlung besitzen und durch Aufnahmewerte (*HOUNSFIELD Units*) im Datensatz repräsentiert werden, die noch deutlich über denen aller anderen Gewebetypen liegen (Bild 2.6).

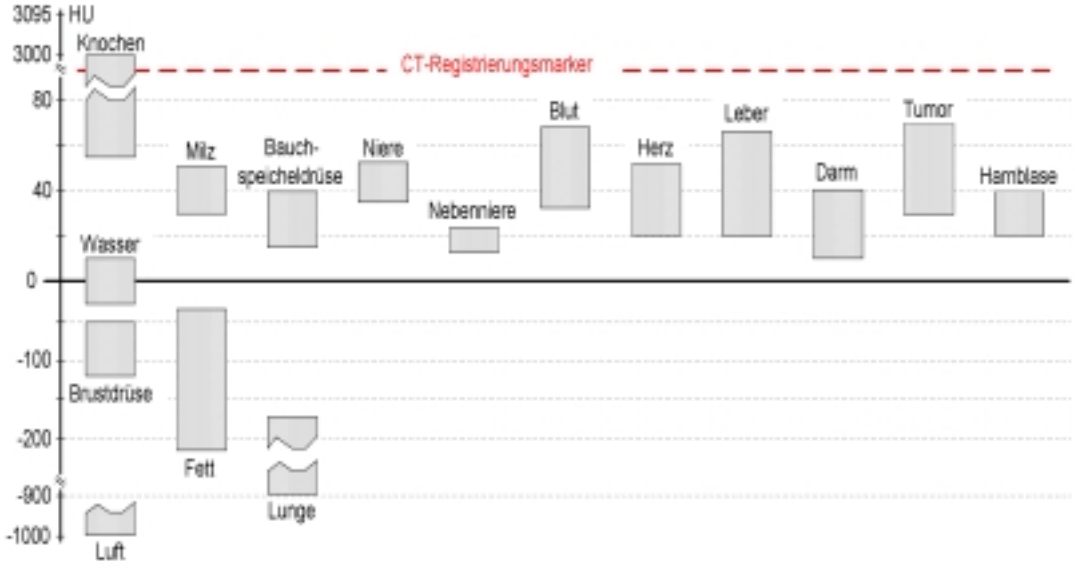

Bild 2.6: HOUNSFIELD Einheiten typischer Gewebe

Für die Nutzbarkeit der Planungsdaten ist es nun von entscheidender Bedeutung, geeignete Marker an zweckmäßigen Stellen des Patienten zu befestigen, wobei berücksichtigt werden muss, dass im Allgemeinen Markertypen Verwendung finden, die nichtinvasiv auf die Hautoberfläche geklebt werden. Hierbei ist allerdings zu bedenken, dass sich die Haut verschieben kann, dass Marker, insbesondere auf stark fettenden Hautbereichen, auch verrutschen und einzelne Marker in der Zeitspanne zwischen Aufnahme und Operation sogar abfallen können. Eine maximale Genauigkeit bei der Registrierung lässt sich somit nur dann erreichen, wenn entweder die tomographische Aufnahme inklusive der Planung unmittelbar vor der Operation erfolgt oder anatomische bzw. im Knochen verankerte Registrierungsmerkmale verwendet werden [FWN+96, MFG+96].

Können die Positionen und ggf. Orientierungen der Marker in den CT-Daten detektiert werden und lassen sich diese Marker auch während der Operation genau lokalisieren, dann können, durch Transformation der Koordinatensysteme von Modell und Patient, die Planungsdaten intraoperativ genutzt werden.

Im Rahmen dieser Arbeit sollen die an der Klinik verwendeten Marker aus den CT-Daten segmentiert werden, wozu die entsprechenden HOUNSFIELD Bereiche dieser Marker bekannt sein müssen. Für die automatische Klassifizierung der unterschiedlichen Markertypen, zur Bestimmung der korrekten Orientierung, müssen weitere charakteristische Merkmale der einzelnen Marker analysiert werden. Wünschenswert ist ein automatisches Detektionsverfahren, das alle potentiellen Marker im Datensatz bestimmt, diese in Korrelation mit dem 3D-Modell visualisiert und dem planenden Arzt die Möglichkeit der Kontrolle und ggf. der Korrektur gibt.

Nach Abschluss der Planung und erfolgreicher Markerdetektion sollen die Planungsdaten in einer nutzbaren Form abgespeichert oder an ein Ausführungssystem übertragen werden. Zu diesem Zweck ist es erforderlich ein Speicher- bzw. Übertragungsformat zu definieren, das sämtliche zur Planungsumsetzung erforderlichen Daten enthält und vom Ausführungssystem eindeutig interpretiert werden kann.

2.3 Entwurf eines Planungssystems

Nachfolgend wird das Konzept für den Entwurf und die Implementierung eines chirurgischen Planungssystems zum Einsatz in der Epithetik, unter Berücksichtigung der genannten Anforderungen vorgestellt. Als Entwicklungsgrundlage dient das Visualisierungssystem Amira vom Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin, welches um die entsprechende Funktionalität erweitert werden soll [Ami98, ZIB98].

Das Konzept beschreibt ein Planungssystem unter Berücksichtigung der technischen Realisierbarkeit. In den nachfolgenden Kapiteln wird die Umsetzung vieler Aspekte des vorgestellten Konzeptes beschrieben und ein funktionsfähiger Prototyp entwickelt, mit dem das Setzen von Implantathülsen am 3D-Modell eines Patientenschädels geplant werden kann. Dieser Prototyp dient als Entwicklungsgrundlage für ein einsetzbares chirurgisches Planungssystem und muss von medizinischer Seite bewertet werden.

2.3.1 Datenimport

Nach dem Start des Planungssystems bzw. zu Beginn einer neuen Planungssitzung müssen die tomographischen Aufnahmedaten eines Patienten geladen werden. Diese Daten liegen auf einem DICOM Server vor oder sind auf einer lokalen Platte gespeichert. Da es sich bei dem DICOM Server nicht um den Planungsrechner handeln muss, besteht die Möglichkeit, entweder direkt auf die Daten zuzugreifen oder diese über eine Netzwerkverbindung vom Server anzufordern. Auf jeden Fall muss sichergestellt sein, dass sämtliche, an der Klinik anfallenden Daten mit dem Planungssystem verarbeitet werden können.

Für jede patientenspezifische Planung empfiehlt es sich eine separate Studie anzulegen, die in einem eigens dafür angelegten Verzeichnis gespeichert wird. Eine solche Studie dient der Zusammenfassung von Planungsdaten, Anmerkungen und Bilddaten und soll verhindern, dass versehentlich auf Daten eines anderen Patienten zugegriffen wird oder Daten unterschiedlicher Planungsvorgänge vermischt werden. Eine Planungssitzung

beginnt demnach immer mit dem Anlegen oder Öffnen einer Planungsstudie, wobei das Laden tomographischer Aufnahmedaten automatisch zur Generierung einer neuen Studie führen sollte, deren Bezeichnung sich aus dem Patientennamen und einer eindeutigen Identifikationsnummer ableitet. Dadurch soll gewährleistet werden, dass eine Studie eindeutig mit einem Patienten verbunden ist.

Beim Laden der Bilddaten sollten immer alle Schichten der Aufnahmereihe eingelesen werden. Es ist zwar möglich nur einen wählbaren Bereich oder sogar einzelne Schichten einzulesen, doch sollte dieser Umstand im gesamten Planungsablauf erkennbar sein. Die Auswahl der Aufnahmedaten muss sich dabei so komfortabel wie möglich gestalten. Im Dateiauswahlfenster könnten z.B. bereits Patienteninformation, Typ und Format der Aufnahmedaten und ggf. auch verkleinerte Voransichten dargestellt werden. Diese Angaben lassen sich zum einen aus der typischen Namengebung von Verzeichnissen auf dem DICOM Server ableiten und zum anderen aus speziellen Datenfeldern des DICOM Formates extrahieren. Auf die entsprechenden Möglichkeiten wird in Kapitel 3 detailliert eingegangen. Nach Auswahl der zu ladenden Aufnahmedaten sollte der Fortschritt beim Laden der Bilddaten in geeigneter Form verdeutlicht werden, da der Ladevorgang bei Datensätzen mit einer typischen Größe zwischen 50 und 100 MB eine längere Zeit in Anspruch nehmen kann. Der Ladevorgang sollte sich auch jederzeit vom Benutzer unterbrechen lassen.

Nach dem Einlesen der Aufnahmedaten muss nicht nur auf die Bilddaten, sondern auch auf die wesentlichen Patientendaten und Aufnahmeparameter zugegriffen werden können. Diese Daten sind Teil der Planungsgrundlage und werden mit den Planungsdaten abgespeichert und an das Ausführungssystem übergeben.

2.3.2 Visualisierung

Der grafische Anzeigebereich soll sich aus vier Ansichtsfenstern zusammensetzen, wobei in einem Fenster das 3D-Modell und in den anderen drei Fenstern die 2D-Projektionsansichten (axial, sagittal und coronal) visualisiert werden. Bei der Schichtbildanzeige muss unbedingt festgelegt bzw. kenntlich gemacht werden, von welcher Seite die aktuelle Ansicht erfolgt (sagittal: links oder rechts, coronal: vorne oder hinten und axial: oben oder unten). Für jede Projektionsrichtung wird anfänglich die mittlere Schicht im Datenvolumen ausgewählt und angezeigt. Für die grafische Planung ist es unter Umständen von Vorteil, das 3D-Modell mit maximaler Größe auf dem Bildschirm anzuzeigen, so dass ein einfacher Wechsel zwischen den vier kleineren Anzeigebereichen und einem vergrößerten Anzeigebereich vorzusehen ist.

Anhand der Schichtbilddarstellung können behandlungsrelevante Bereiche grafisch markiert und ausgewählt sowie der Planungsbereich eingegrenzt werden. Ebenso sind auf deren Basis die Schwellenwerte für Haut und Knochen festzulegen, aus denen die Generierung des computergrafischen Oberflächenmodells resultiert. Sollte eine Ansicht aufnahmebedingt seitenverkehrt sein, so muss sich der Datensatz in einfacher Form drehen lassen. Hierbei ist unbedingt darauf zu achten, dass das Gesamtkoordinatensystem der Aufnahme erhalten bleibt. Eine Invertierungsmöglichkeit einzelner Achsen *muss*

daher ausgeschlossen sein. Denkbar ist auch eine automatische Anpassung der Ausrichtung beim Einlesen der Aufnahmedaten, wobei die Information zur Patientenlage und Aufnahmerichtung in verlässlicher Form mit den Aufnahmedaten verknüpft sein sollte.

Neben der Darstellung der Bilddaten sind grafische Bedienelemente vorzusehen, über die, mit der Maus oder durch Tastatureingabe, eine interaktive Manipulation dieser Daten erfolgen kann. Es müssen Schichten in den Projektionsansichten ausgewählt, Kontrast- oder Vergrößerungseinstellungen geändert und geometrische Transformationen des 3D-Modells vorgenommen werden können. Die Bedienung soll sich dabei so einfach und intuitiv wie möglich gestalten und bezüglich der Planung einem logischen, sequentiellen Ablaufschema folgen. Alle Bedienelemente sollten einen kurzen Hilfetext anzeigen, der *vor* ihrer Auswahl auf die dem Element zugrundeliegende Funktion hinweist.

2.3.3 Korrelation zwischen Planungsdaten und Patient

Für die exakte Umsetzung der Planung müssen die Registrierungsmarker aus dem Datensatz extrahiert und deren Positionen und Orientierungen in Abhängigkeit vom Markertyp ermittelt werden. Dieser Vorgang kann entweder automatisch nach dem Einlesen der Aufnahmedaten oder auf explizite Anforderung durch den planenden Arzt gestartet werden. Da der Segmentierungs- und Klassifizierungsvorgang von den zugrundeliegenden Schwellenwerten der jeweiligen Markertypen abhängt, sollte dem Benutzer zumindest die Möglichkeit gegeben werden, den am Patienten fixierten Markertyp auswählen zu können. Durch diese Auswahl wird die Suche nach potentiellen Markern eingeschränkt, wodurch die Ergebnismenge reduziert und bezüglich des zu erwartenden Resultates verbessert wird.

Der planende Arzt wählt somit lediglich den verwendeten Markertyp aus und startet den automatischen Detektionsvorgang. Als Resultat werden alle im Datensatz erkannten Marker entsprechend ihres Typs visualisiert und die Anzahl der gefundenen Marker ausgegeben. Trotz automatischer Markerdetektion sollte eine manuelle Korrekturmöglichkeit vorgesehen werden, mit der falsch erkannte Marker (Zahnplomben, Metallartefakte usw.) entfernt und falsch klassifizierte Markertypen durch den tatsächlich vorliegenden Markertyp ersetzt werden können. Die Positionen und Orientierungen der Marker sind ein wesentlicher Bestandteil der Planungsdaten und werden zum Zwecke der Registrierung von Modell und Patient an das Ausführungssystem übergeben.

2.3.4 Modellgenerierung

In der Regel handelt es sich bei den Datensätzen, die zur Planung herangezogen werden, um sehr große Datenmengen (100 – 200 Schichten mit 512 x 512 x 2 Byte pro Schicht). Ein CT-Datensatz kann somit leicht 50 bis 100 Megabytes beanspruchen. Diese Datenmengen zu verarbeiten und zu visualisieren erfordert eine leistungsfähige Grafikhardware sowie eine große Menge an Hauptspeicher.

Für die exakte Planung ist dabei oft nur ein wesentlich kleineres Datenvolumen von Interesse, so dass bereits zu Beginn der Planung eine so genannte *Region of Interest* (ROI) festgelegt werden sollte, die das Planungsgebiet einschränkt. Der planende Arzt kann sich anhand der Schichtbilddarstellung einen Überblick verschaffen und über zwei oder alle drei Projektionsansichten ein Volumen definieren, welches das Planungsgebiet vollständig beinhaltet. Die Einschränkung des Datenvolumens kann unter Bereitstellung von grafischen Hilfsmitteln erfolgen, wobei eine so genannte *Bounding Box* als Linienmodell eingeblendet und in ihrer Größe und Lage interaktiv verändert werden kann.

Zur Generierung eines 3D-Modells der Haut- und Knochenoberfläche müssen vom planenden Arzt die Schwellenwerte für Haut und Knochen vorgegeben werden. In der Literatur finden sich zwar Richtwerte für typische Wertebereiche [Sch85], die auch voreingestellt sein können, doch müssen diese Werte immer individuell an die vorliegenden Daten angepasst werden, da sie nicht nur vom Gewebetyp abhängen, sondern auch vom Alter des Patienten und der „Härte“ der Strahlen, also deren Energie und Wellenlänge [Toe93].

Die Generierung computergrafischer 3D-Modelle aus medizinischen Aufnahmedaten führt in der Regel zu sehr komplexen Oberflächenmodellen, die sich oft aus mehreren Millionen Dreiecken zusammensetzen. Solche Modelle lassen sich nur schwer visualisieren und derzeit auch auf den leistungsfähigsten Rechnersystemen *nicht* interaktiv manipulieren. Aus diesem Grund bietet sich die Definition einer ROI an, durch die das Oberflächenmodell stark vereinfacht werden kann. Innerhalb der ROI muss die Oberflächenapproximation zwar mit maximaler Genauigkeit erfolgen, doch außerhalb der ROI können die Aufnahmedaten in einer gröberen Auflösung neu diskretisiert und eine vereinfachte Approximation der Oberfläche vorgenommen werden. Dadurch ließe sich das Oberflächenmodell theoretisch durch eine Anzahl von Dreiecksflächen repräsentieren, die je nach Größe der ROI um 50 bis 70 % geringer ist als die des ursprünglichen Modells.

Für die optimale Modellerzeugung bedarf es somit der Angabe der Segmentierungsschwellen sowie der Definition eines Planungsbereiches in Form einer ROI. Diese Vorgaben genügen im Prinzip, um ein optimiertes dreidimensionales Oberflächenmodell des Patientenschädels zu erzeugen, an dem in nachfolgenden Schritten interaktiv eine grafische Planung erfolgen kann. Hierbei ist zu beachten, dass das vereinfachte Modell lediglich zur Visualisierung herangezogen wird, quantitative Untersuchungen im Rahmen der Planung hingegen immer anhand der Originaldaten erfolgen.

2.3.5 Computergrafische Planung

Liegt das computergrafische 3D-Modell des Patientenschädels vor, so kann daran die eigentliche Planung des chirurgischen Eingriffs erfolgen. Berücksichtigt man dabei die in Bild 2.2, auf Seite 8 gezeigte Vorgehensweise, so würde sich ein grafischer Planungsablauf wie folgt gestalten:

1. Ausrichten des 3D-Schädelmodells in der Planungsansicht
2. Markierung der Auge-Ohr Verbindung für die Bereitstellung der grafischen Planungshilfe
3. Positionierung der Implantatmodelle

Für die grafische Planung am 3D-Modell ergeben sich mehrere Möglichkeiten der Vorgehensweise. Es kann sowohl eine Planung auf dem Modell der Hautoberfläche als auch der Knochenoberfläche erfolgen. Die Planung auf einer semitransparenten Hautoberfläche mit darunter liegendem Knochenmodell ist ebenfalls möglich. Diese drei Darstellungsformen sollten somit auf jeden Fall bereitgestellt werden und sich vom planenden Arzt individuell auswählen lassen. Die jeweilige Darstellungsform hängt von der Fragestellung bei der Platzierung von Implantaten ab. Für die visuelle Anordnung der Bohrstellen oder der Positionierung des Befestigungssteges bzw. der Epithese bietet sich eine geschlossene Hautoberfläche an, wie sie bei einer realen Operation auch zuerst vorliegt. Der Arbeitsschritt, der hier simuliert wird, ist das Messen und Markieren der Bohrstellen auf der Haut unter Bereitstellung von geeigneten Planungshilfen. Wechselt man zur Ansicht des darunter liegenden Knochenmodells, so entspricht dieses der Betrachtung des freigelegten Knochens zur Vorbereitung der Implantataufnahme. In dieser Ansicht können die Implantate bezüglich der Knochenoberfläche ausgerichtet werden. Alle Markierungen lassen sich dabei automatisch vom Haut- zum Knochenmodell übertragen.

Im weiteren Planungsverlauf muss ein Implantattyp bzw. ein komplettes Befestigungsset aus einer Liste verfügbarer Implantate ausgewählt werden können. Das zugehörige computergrafische 3D-Modell ließe sich dann in der Planungsansicht beliebig positionieren. Aus dem gewählten Implantattyp ergibt sich automatisch die erforderliche Bohrtiefe und der Bohrdurchmesser. Die Positionierung der Implantatmodelle kann dabei durch die Anzeige der Knochen- und Weichgewebedicke an den selektierten Stellen sowie die zugehörigen Schichten in den Projektionsansichten optimal unterstützt werden. Nach jeder Festlegung einer Implantatposition kann die an dieser Stelle vorliegende Knochendicke ermittelt und angezeigt werden. Ist die Knochendicke an einer geplanten Stelle nicht ausreichend oder befinden sich in diesem Bereich Mastoidzellen, sollte eine entsprechende Warnung erfolgen bzw. die Platzierung des Implantates ausgeschlossen sein.

Nach der visuellen Bestimmung geeigneter Positionen für die Implantate können deren Ausrichtungen zur umliegenden Knochenoberfläche bzw. zueinander mittels geeigneter Verfahren der digitalen Bildverarbeitung optimiert werden. Als Planungsergebnis liegen

die Positionen und Orientierungen der Implantate im Planungsmodell sowie deren Abstand zueinander und die jeweilige Dicke des darüberliegenden Weichgewebes vor. Diese Daten können als Grundlage zur Planungsumsetzung gespeichert oder an ein Ausführungssystem weitergegeben werden.

2.3.6 Datenexport für die Planungsumsetzung

Als quantifizierbare Planungsdaten liegen die Positionen und Orientierungen der Implantatmodelle sowie der aus dem Datensatz extrahierten Registrierungsmarker in Form von Koordinaten in Relation zum 3D-Planungsmodell vor. Aus der Lokalisierung der Registrierungsmarker am Patienten lassen sich über deren räumliche Lage mittels mathematischer Transformationsverfahren die tatsächlichen Bohrkoordinaten ermitteln [Lav96]. Neben den Bohrkoordinaten liegt mit der Planung auch die Information über die zu verwendenden Implantattypen sowie die zur Durchführung notwendigen Werkzeuge vor, da diese direkt mit dem jeweiligen Implantattyp verknüpft sind.

Mit dem Abschluss der Planung wird ein Datensatz erzeugt, der die notwendigen Planungsdaten enthält. Dieser Datensatz wird in einem eigens dafür definierten Format abgespeichert oder direkt an ein Ausführungssystem übertragen. Als Planungsdokumentation könnten ebenfalls Ausdrucke der grafischen Planungsansicht sowie ein Planungsprotokoll generiert werden. Das Planungsprotokoll könnte z.B. Patientendaten, Planungsdatum, Angaben zum planenden Arzt, Bemerkungen, Implantattypen nebst zugehöriger Werkzeugliste uvm. beinhalten. Das Planungsprotokoll stellt dabei einen Beleg dar, der zur OP-Vorbereitung genutzt und in der Behandlungsakte abgelegt werden kann.

2.4 Zusammenfassung

In diesem Kapitel erfolgte die Beschreibung einer medizinischen Aufgabenstellung, deren Bewältigung mit Hilfe der Computerunterstützung möglicherweise vereinfacht, optimiert und vom Ergebnis her verbessert werden kann. Es wurde ein Konzept vorgestellt, das den computergestützten Ablauf einer chirurgischen Planung zum Setzen von Implantaten am Modell eines Patientenschädels zur Befestigung einer Ohrepithese beschreibt. Das Konzept basiert auf den Beobachtungen der chirurgischen Vorgehensweise und auf Gesprächen mit Ärzten und Ingenieuren, die sich mit dieser Thematik beschäftigen. Es ist anzunehmen, dass das Konzept, da es aus der Sicht eines Nicht-Mediziners erstellt wurde, noch an vielen Stellen Defizite aufweist und erforderliche Vorgänge möglicherweise nicht berücksichtigt. Für die Entwicklung eines Prototyps bildet es jedoch eine wichtige Grundlage, da die ausschließlich technische Beschreibung eines möglichen Planungssystems für Mediziner weniger zugänglich ist. Ein vorführbereiter Prototyp eines Planungssystems in Kombination mit der Beschreibung der realisierbaren Möglichkeiten bildet hingegen eine gute Grundlage zur interdisziplinären Weiterentwicklung bis hin zu einem klinisch einsetzbaren Planungssystem für die Epithetik.

An dieser Stelle sollen deshalb noch einmal kurz die aus planerischer Sicht erforderlichen Aktionen zusammengefasst werden, um die Möglichkeit eines einfachen computergestützten Planungsablaufes zu verdeutlichen:

- Start des Planungssystems
- Anlegen einer Planungsstudie durch Auswahl der CT-Daten
- Visuelle Bestimmung der Schwellenwerte für Haut und Knochen
- Eingrenzung des Planungsbereiches (ROI)
- Angabe des zur Registrierung verwendeten Markertyps
- Bestätigung der automatisch detektierten Markerpositionen
- Ausrichtung des 3D-Schädelmodells zur Planung
- Computergestützte, grafische Platzierung der Implantatmodelle
- Speichern der Planungsdaten

Es ist vorgesehen, dass bei dem klinisch einsetzbaren System ein kompletter Planungsvorgang vom Einlesen der CT-Daten, über die Modellgenerierung bis hin zur Bereitstellung der Planungsdaten in weniger als 30 Minuten erfolgen kann. Die erforderlichen Aktionen sollen dabei im Dialog abgefordert werden, wobei deren Durchführung einfach und intuitiv sein muss. Die Benutzerführung muss klar gegliedert und strukturiert sein, wobei zu jeder Aktion eine Hilfestellung bereitgestellt wird und jede Aktion rückgängig gemacht werden kann. Mit dem Abschluss der Planung wird ein detailliertes Planungsprotokoll ausgegeben, das zur Vorbereitung der Operation und zur Dokumentation für die Behandlungsakte verwendet werden kann.

Mit der vorliegenden Arbeit wird die Grundlage zu solch einem Planungssystem entwickelt und auf einem Computersystem implementiert. Die nachfolgenden Kapitel beschreiben die einzelnen Entwicklungsstufen, die zur Bereitstellung eines ersten, funktionsfähigen Prototyps erforderlich sind. Nach klinischer Evaluierung des Prototyps sollten die Voraussetzungen zur Fertigstellung eines Planungssystems der vorangehend beschriebenen Art vorliegen, die in einer weiteren Arbeit umgesetzt werden können.

3 Import medizinischer Bilddaten

Ausgehend von der Entdeckung der Nutzbarkeit von Röntgenstrahlung für die medizinische Diagnostik durch W. C. Röntgen (1895), entwickelte sich eine eigenständige medizinische Teildisziplin, die Radiologie, die sich ausschließlich mit der Begutachtung und Bewertung medizinischer Bilddaten befasst. Mittlerweile gibt es mannigfaltige Arten der medizinischen Bildgebung, deren Aufnahmedaten sowie Zusatzinformation in digitaler Form gespeichert werden können. Insbesondere die tomographischen Verfahren liefern Daten, die die Grundlage für eine computergestützte Planung chirurgischer Abläufe an dreidimensionalen Patientenmodellen bilden. In diesem Kapitel wird auf die Arbeit mit medizinischen Bilddaten eingegangen und eine in der Programmiersprache ´C´ entwickelte Bibliothek vorgestellt, mit der sich Daten im ACR-NEMA/DICOM Format interpretieren und weiterverarbeiten lassen. Diese Bibliothek wird in Form eines Importmoduls für das am Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin entwickelte Visualisierungssystem Amira zugänglich gemacht, so dass sich die medizinischen Aufnahmedaten damit korrekt einlesen und darstellen lassen.

3.1 Bilddaten und Aufnahmeparameter

Bei den Aufnahmedaten, die als Grundlage für das zu entwickelnde Planungssystem dienen, handelt es sich um computertomographische Röntgenaufnahmen, wie sie z.B. von den CT-Aufnahmegeräten Siemens Somatom der Charité bzw. dem mobilen Computertomographen Philips Tomoscan M-EG des SRL Experimental-OPs geliefert werden. Ein CT-Datensatz repräsentiert dabei eine Sequenz von Schnittbildern, deren Messwerte als HOUNSFIELD Einheiten in Form von 2D Matrizen vorliegen. Diese Matrizen werden zeilenweise als kontinuierlicher Datenstrom vom Aufnahmegerät geliefert, der wiederum auf digitalen Datenträgern wie Festplatte, Compact Disk (CD ISO 9660) oder magnetooptischer Platte (MOD) gespeichert werden kann. Über die Steuerungssoftware des Computertomographen lassen sich entweder alle Messwerte in einer Datei oder jede Schicht in einer separaten Datei speichern, wobei im letzteren Fall eine Kennzeichnung der Aufnahmereihenfolge über eine geeignete Namengebung der jeweiligen Dateien gewährleistet sein muss. Diese Daten können weiterhin über eine entsprechende Schnittstelle im DICOM Format exportiert werden.

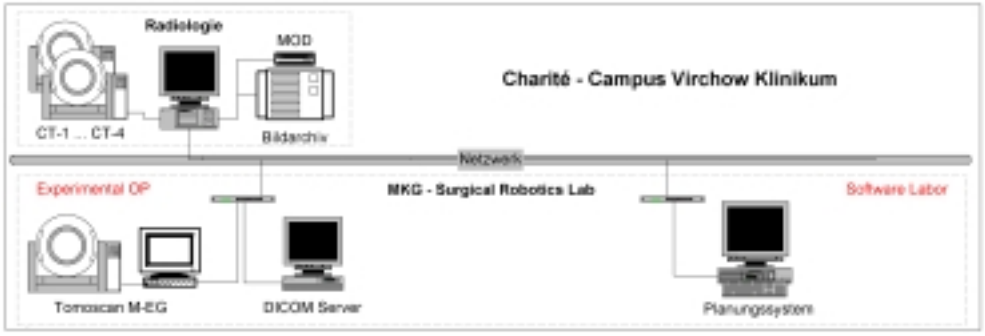

Bild 3.1: Datenerzeugung und Datenspeicherung

Liegen lediglich die reinen Aufnahmedaten vor, dann ist zu einer Aufnahmesequenz eine Zusatzinformation erforderlich, die angibt, welche Dimensionen die Aufnahmematrix besitzt, in welchem Format die Aufnahmewerte abgespeichert wurden und vieles mehr. Diese Information kann als separate Datei oder direkt mit den Aufnahmedaten abgespeichert werden. Befinden sich Zusatzinformation und Aufnahmedaten in einer gemeinsamen Datei, dann muss ein Format eingehalten werden das Programmen, die auf die Aufnahmedaten zugreifen wollen, die Möglichkeit gibt, diese Information auswerten zu können. Im weiteren Verlauf wird solche Zusatzinformation als *Header* bezeichnet. Das Format zur Speicherung medizinischer Bilddaten, das in dieser Arbeit berücksichtigt wird, entspricht dem DICOM bzw. dem vorangehenden ACR-NEMA Standard.

Bei der Arbeit mit medizinischem Bildmaterial treten in der Regel immer wiederkehrende Probleme auf. Zur Anzeige der im digitalen Format gespeicherten Aufnahmedaten muss zumindest die Anzahl der Bits pro Aufnahmewert, die Reihenfolge der Bytes bei Aufnahmewerten mit mehr als 8 Bit, deren Wertebereich sowie die Anzahl von Zeilen und Spalten einer 2D-Aufnahmematrix bekannt sein. Liegt ein kombiniertes Dateiformat (*Header* + Daten) vor, so muss entweder die Anfangsposition der Daten in der Datei gekennzeichnet werden oder ein explizites Feld zur Speicherung der Daten existieren. Da medizinische Bilddaten in der Regel mit 12 Bit pro Aufnahmewert abgespeichert werden, die kleinste adressierbare Speichereinheit jedoch das Byte mit seinen 8 Bit darstellt, gibt es auch noch unterschiedliche Möglichkeiten solche Werte zu speichern (Bild 3.2).

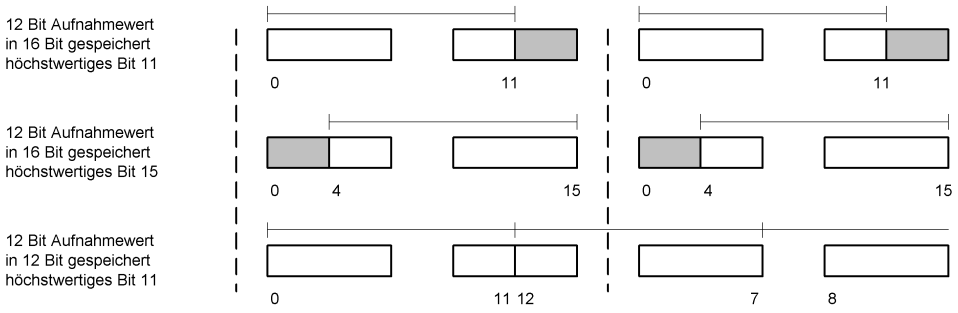

Bild 3.2: Speicherungsmöglichkeiten von 12 Bit Aufnahmewerten

Für einen Aufnahmewert können entweder zwei aufeinander folgende Bytes verwendet werden, wobei immer vier Bits ungenutzt bleiben, oder es können zwei Aufnahmewerte in drei aufeinander folgenden Bytes abgespeichert werden. Bei der Speicherung eines Aufnahmewertes in zwei Bytes können weiterhin die oberen 12 Bits des Datenwortes bzw. die unteren 12 Bits genutzt werden. Die Anordnung der Bytes zueinander kann auch noch variieren und wird bei der Speicherung auf einem Datenträger durch die jeweilige Rechnerarchitektur bestimmt. Hierbei besteht die Möglichkeit einer Speicherung im so genannten *big endian* oder im *little endian* Format. Im *little endian* Format wird das niederwertigste Byte (*least significant byte*) zuerst in den Datenstrom geschrieben und im *big endian* Format das höchstwertigste (*most significant byte*).

Es wird bereits deutlich, dass die Interpretation und Verarbeitung medizinischer Bilddaten, ähnlich wie bei den unterschiedlichen Grafikformaten auch, ohne geeignete Konvertierungsprogramme oder Importfilter nicht so ohne Weiteres möglich ist. Aus diesem Grund werden solche Programme bzw. Filter zur Arbeit mit medizinischen Bilddaten benötigt. In diesem Kapitel werden sowohl einfache, jedoch hilfreiche Programme zur Arbeit mit unbekannten Datenformaten als auch eine Importbibliothek sowie Hilfsprogramme für Daten im DICOM Format vorgestellt.

3.2 Hilfsprogramme zur Arbeit mit medizinischen Bilddaten

Liegen medizinische Aufnahmedaten vor und sind deren Aufnahmeparameter bzw. dessen Format nicht bekannt oder existiert keine Möglichkeit, diese Daten mittels eines geeigneten Programms auszuwerten, so ist es erforderlich, die reinen Bilddaten aus den Datensätzen zu extrahieren und die Aufnahmeparameter entweder durch geschicktes Ausprobieren oder durch Analyse der *Header* herauszufinden. Dazu kann folgende Vorgehensweise in Betracht gezogen werden.

Zuerst sollte versucht werden das vorliegende Datenformat zu ermitteln. Dabei kann nach typischen Zeichenketten in der Datei gesucht werden (z.B. nach der Zeichenkette 'ACR-NEMA' oder 'DICM' mit den UNIX Kommandos grep oder strings). Unter Kenntnis des Datenformates lässt sich gezielter nach den Bilddaten im Datensatz suchen bzw. existierende *Software* zur Verarbeitung dieser Formate einsetzen. Über die *Usenet-News* [DIC98] und eine gezielte Recherche im *World-Wide-Web* fanden sich u.a. zwei nützliche, frei verfügbare Programmpakete zur Arbeit mit DICOM Daten, die auf den Silicon Graphics Entwicklungsrechnern installiert wurden. Dabei handelt es sich zum einen um die dicom3tools von David Clunie [Clu98a], der als absoluter Experte in diesem Bereich anzusehen ist und die *Frequently Asked Questions* zum Thema *Medical Image Formats* moderiert [Clu98b], und zum anderen um die *Central Test Node* (CTN) Software der Radiologenvereinigung Nordamerikas (RSNA) [BD97].

Aber auch ohne Kenntnis des Datenformates bzw. die geeigneten Programme gibt es Möglichkeiten, auf die Bilddaten zugreifen zu können. In der Regel sind diese am Ende einer Datei abgespeichert. Nach Analyse der Dateigröße kann die ungefähre Bildgröße oftmals abgeschätzt werden. Im Allgemeinen sind medizinische Aufnahmematrizen quadratisch mit einer Seitenlänge, die sich aus einer 2er Potenz ergibt (128, 256 oder 512). Es muss dann noch ermittelt werden, wie viele Bits pro Aufnahmewert beansprucht werden (8, 12 oder 16). Zieht man die Anzahl der benötigten Bytes von der Gesamtgröße der Datei ab, dann erhält man die Anzahl der Bytes, die den *Header* repräsentieren. Dieser *Header* kann mit Hilfe der UNIX Kommandos tail bzw. head oder durch ein einfaches, selbst geschriebenes Programm leicht entfernt werden. Liegen die Bilddaten in einer separaten Form vor, so lässt sich der Bildinhalt untersuchen. Problematisch sind bei dieser Vorgehensweise lediglich gepackte, komprimierte oder aufgefüllte Formate bzw. Dateien, bei denen die Bilddaten nicht am Ende gespeichert wurden.

Lassen sich die Bilddaten extrahieren, dann kann deren Wertebereich analysiert werden. Für Röntgendaten liegt dieser üblicherweise im Bereich der HOUNSFIELD Einheiten, also zwischen –1000 und 3095. Sollten die vorliegenden Daten außerhalb dieses Bereiches liegen, ist möglicherweise die Anordnung der Bytes vertauscht, die mit einem einfachen Programm wieder zurück getauscht werden kann. Liegt der Wertebereich anschließend noch nicht im geforderten Bereich, sondern z.B. zwischen 0 und 4095, dann kann (falls CT-Daten angenommen werden) eine Verschiebung in den geforderten Bereich erfolgen. Zur Visualisierung der Bilddaten ist es weiterhin oft notwendig, den Wertebereich auf 8 Bits zu reduzieren. Eine solche Reduktion kann entweder linear über den gesamten Wertebereich oder selektiv bzgl. gewebetypischer Bereiche erfolgen.

Für Untersuchungen dieser Art ist es hilfreich, über einige einfache, jedoch nützliche Programme zu verfügen, mit denen die Aufnahmedaten analysiert und verarbeitet werden können. Einige Hilfsprogramme, die zur Aufbereitung der verfügbaren Daten für den Vergleich existierender Visualisierungssysteme [DZ97] sowie den ersten Import in Amira dienten, werden nachfolgend kurz vorgestellt. Der zugehörige Programmcode sowie die zugrundeliegende Bibliothek befindet sich auf der beiliegenden CD im Verzeichnis medical-image-tools (siehe Anhang B, Seite 187).

Die folgenden Hilfsprogramme wurden im Rahmen dieser Arbeit implementiert und unter dem Namen *„Medical Image Tools“* zusammengefasst:

getRange	zur Ermittlung des vorliegenden Wertebereiches
swapByte	zur Vertauschung der Byteanordnung
signedToUnsigned	zur Transformation: [-1000, 3095] → [0, 4095]
unsignedToSigned	zur Transformation: [0, 4095] → [-1000, 3095]
signedToByte	zur Reduktion: [-1000, 3095] → [0, 255]
unsignedToByte	zur Reduktion: [0, 4095] → [0, 255]

3.2.1 Ermittlung des Wertebereiches

Zur ersten Beurteilung vorliegender Daten ist es oft hilfreich, deren Wertebereich zu kennen. Daraus lässt sich bereits auf die Art der vorliegenden Daten bzw. auf deren falsche Interpretation schließen. Mit dem Programm getRange wird der maximale und minimale Aufnahmewert in einer Datei ermittelt und ausgegeben. Als Datentyp wird ein vorzeichenbehafteter 16 Bit Wert (short integer) angenommen, der jedoch beim Programmaufruf durch Angabe eines Parameters geändert werden kann. Zu beachten ist, dass für eine verlässliche Ermittlung des Wertebereiches keine Zusatzinformation in der Datei vorliegen darf. Das Programm getRange sollte somit nur auf die extrahierten Bilddaten angewendet werden.

Der Aufruf des Programms erfolgt im Normalfall durch Eingabe des Programm- und eines Dateinamens. In diesem Fall wird angenommen, dass die Bilddaten in vorzeichenbehafteten 2 Bytes vorliegen. Als Resultat wird der kleinste und größte Wert innerhalb des Datenstroms, entsprechend des angenommenen Datentyps ausgegeben.

```
getRange imageFile
```

Zur Änderung des für die Auswertung herangezogenen Datentyps kann ein zusätzlicher Parameter angegeben werden. Mit diesem Parameter lassen sich vier verschiedene Datentypen auswählen (1 Byte ohne Vorzeichen [1] und mit Vorzeichen [-1], 2 Bytes ohne Vorzeichen [2] und mit Vorzeichen [-2]).

```
getRange [1, -1, 2, -2] imageFile
```

Will man die Verarbeitung in einer so genannten *„pipe“* vornehmen, um z.B. aus einem Originaldatensatz die Bilddaten zu extrahieren und das Ergebnis direkt auf den vorliegenden Wertebereich zu untersuchen, ohne eine temporäre Datei erzeugen zu müssen, so kann das Programm wie folgt verwendet werden:

```
cat imageFile | getRange [1, -1, 2, -2]
type imageFile | getRange [1, -1, 2, -2]
```

3.2.2 Konvertierung der Byte-Anordnung

Liegen medizinische Bilddaten vor, deren Werte sich außerhalb des zu erwartenden Wertebereiches befinden, dann könnte eine vertauschte Anordnung der Bytes die Ursache dafür sein. Diesem Problem kann mit dem Programm swapByte begegnet werden, das die Bytefolge der Daten, d.h. immer zwei aufeinander folgende Bytes vertauscht. Auch hier ist zu beachten, dass das Programm nur auf die extrahierten Bilddaten angewendet werden sollte und das auch nur, wenn diese als Sequenz von in 2 Bytes gespeicherten Aufnahmewerten angenommen werden.

Der Aufruf des Programms erfolgt im Normalfall durch Eingabe des Programmnamens, des Namens der Datei mit den Bilddaten und eines Namens für die Zieldatei, in der das Ergebnis abgespeichert werden soll. Existiert eine Datei mit dem angegebenen Namen der Zieldatei, so wird diese nicht überschrieben, sondern eine Warnung ausgegeben.

```
swapByte imageFile outputFile
```

Für die Nutzung des Programms in einer Verarbeitungskette, kann z.B. eine Extraktion der Bilddaten aus einer Originaldatei erfolgen, dieses Ergebnis über eine *„pipe“* an das Programm swapByte weitergereicht werden und dieses in einer neuen Datei abgespeichert oder anhand dessen Resultat z.B. der Wertebereich mittels getRange bestimmt werden, ohne dass temporäre Dateien angelegt werden müssen.

```
cat imageFile | swapByte > outputFile
type imageFile | swapByte | getRange
```

3.2.3 Transformation des Wertebereiches

Für die Visualisierung medizinischer Bilddaten ist es je nach Visualisierungssystem erforderlich, den Wertebereich der Aufnahmedaten vom negativen in den positiven Bereich bzw. umgekehrt zu verschieben. Liegen z.B. Daten als vorzeichenbehaftete HOUNSFIELD Einheiten [-1000, 3095] in einer Datei vor und erfordert das Visualisierungsprogramm einen positiven Wertebereich der Daten, dann müssen diese in den Wertebereich [0, 4095] transformiert werden.

Mit den Programmen signedToUnsigned bzw. unsignedToSigned kann eine solche Transformation des Wertebereiches vorgenommen werden. Zu jedem Bildpunkt wird entweder der Wert 1000 oder –1000 addiert und das Ergebnis typkonvertiert in den Ausgabekanal geschrieben. Bei den Eingabedaten wird stets von Aufnahmewerten ausgegangen, die in zwei Bytes gespeichert vorliegen und sich lediglich aus der extrahierten Bildinformation zusammensetzen.

Der Aufruf der Programme erfolgt im Normalfall durch Eingabe des Programmnamens, des Namens der Datei mit den Bilddaten und eines Namens für die Zieldatei, in der das Ergebnis abgespeichert werden soll. Existiert eine Datei mit dem angegebenen Namen der Zieldatei, so wird diese nicht überschrieben, sondern eine Warnung ausgegeben.

```
signedToUnsigned imageFile outputFile
unsignedToSigned imageFile outputFile
```

Für die Nutzung der Programme in einer Verarbeitungskette, kann z.B. eine Extraktion der Bilddaten aus einer Originaldatei erfolgen, dieses Ergebnis über eine *„pipe“* an das jeweilige Programm weitergereicht werden und anhand dessen Resultat z.B. der Wertebereich mittels getRange überprüft oder das konvertierte Ergebnis in eine Datei umgelenkt werden, ohne dass temporäre Dateien angelegt werden müssen.

```
cat imageFile | signedToUnsigned > outputFile
type imageFile | unsignedToSigned | getRange
```

3.2.4 Reduktion des Wertebereiches

Für die Visualisierung medizinischer Aufnahmedaten, deren Bildinformation sich in der Regel aus 12 Bits zusammensetzt, ist es oftmals erforderlich, den Wertebereich auf darstellbare 8 Bits zu reduzieren. Dabei kann entweder eine Transformation erfolgen, bei der die 4096 möglichen Werte linear auf 256 verfügbare Werte umgesetzt werden, oder es können selektiv gewebetypische Bereiche stärker gewichtet werden als Randbereiche.

Das Programm signedToByte verwendet für die Reduktion einen funktionalen Zusammenhang (3.1), über den die Bereiche von Weichgewebe und Knochen in CT-Daten am stärksten gewichtet werden. Für den Bereich von -1000 bis -600 HU werden 32 der 256 möglichen Grauwerte genutzt, der Bereich -600 bis 200, in dem sich typischerweise Weichgewebe befindet, wird auf 96 mögliche Grauwerte verteilt, ebenso der Bereich von 200 bis 1000, der Knochengewebe repräsentiert. Die restlichen 32 Bits stehen für

den HOUNSFIELD Bereich von 1000 bis 3095 zur Verfügung, der z.B. Metallmarker, Zahnplomben und Titanimplantate in CT-Daten abdeckt [HZ98].

Tabelle 3.1: Reduktion des Wertebereiches von CT-Daten

	$Material_0$	$Material_1$	$Material_2$	$Material_3$
I_{in}	[-1000, -601]	[-600, 199]	[200, 999]	[1000, 3095]
Range	400	800	800	2095
Samples	32	96	96	32
Values/Sample	12.5	8.3	8.3	65.5
I_{out}	[0, 31]	[32, 127]	[128, 223]	[224, 255]

Der gesamte Wertebereich der HOUNSFIELD Einheiten wird für die Reduktion in einzelne, direkt aufeinander folgende Materialbereiche mit festgelegter Unter- und Obergrenze unterteilt, die fortlaufend indiziert werden. Jeder Aufnahmewert I_{in} fällt somit in genau eines dieser Intervalle I_n. Da der HU-Bereich mit seinen 4096 Werten auf 256 Werte reduziert werden soll, müssen Aufnahmewerte zusammengefasst werden. Wie viele Eingabewerte zu einem Ausgabewert zusammengefasst werden, ergibt sich aus der Breite des jeweiligen Materialintervalls (*Range*) und der Anzahl dafür zur Verfügung stehender Ausgabewerte (*Samples*). Innerhalb dieser Intervalle erfolgt eine lineare Umsetzung der Werte. Die Transformationsvorschrift für ein Material *n* lautet wie folgt:

$$I_{out} = \frac{Samples_n}{Range_n} \cdot (I_{in} - \min(I_n)) + \sum_{i=0}^{n} Samples_i \tag{3.1}$$

Mit dem Programm unsignedToByte lassen sich extrahierte Bilddaten, die als vorzeichenlose 12 Bit Werte [0, 4095] in jeweils 2 Bytes vorliegen, in vorzeichenlose 8 Bit Werte [0, 255] umwandeln. Dazu werden lediglich die Materialbereiche I_{in} aus Tabelle 3.1 in den positiven Wertebereich verschoben. Ebenso ließen sich die Aufnahmewerte erst mit unsignedToSigned in den Wertebereich –1000 bis 3095 verschieben und anschließend mit signedToByte auf acht Bit reduzieren. Dieser Wertebereich ist allerdings nur für CT-Daten relevant, so dass die Funktion unsignedToByte extra bereitgestellt wurde, um die Materialbereiche z.B. auf die Anforderungen der Magnetresonanztomographie (MRT) anpassen zu können.

Der Aufruf der Programme erfolgt durch Eingabe des Programmnamens, des Namens der Datei mit den Bilddaten und eines Namens für die Zieldatei, in der das Ergebnis abgespeichert werden soll. Existiert eine Datei mit dem angegebenen Namen der Zieldatei, so wird diese nicht überschrieben, sondern eine Warnung ausgegeben.

```
signedToByte imageFile outputFile
unsignedToByte imageFile outputFile
```

Die Programme unsignedToByte und signedToByte erlauben in der bereitgestellten Form keine Parametrisierung über die Kommandozeile. Es können somit nur die im

Programm festgelegten Transformationstabellen verwendet werden. Diese bestehen aus einer den Vorgaben entsprechenden Datenstruktur, die je nach Anforderung initialisiert werden muss. Zusätzliche Materialbereiche lassen sich jedoch einfach einfügen und eine Umsetzung der Aufnahmedaten auf weniger als acht Bit ist durch die Verringerung der zur Verfügung stehenden Ausgabewerte ebenso einfach möglich. Die Angabe der Intervallgrenzen für die einzelnen Materialbereiche sowie der Anzahl der zur Verfügung stehenden Ausgabewerte über geeignete Kommandozeilenparameter wäre jedoch einfach zu realisieren.

Für die Nutzung der Programme in einer Verarbeitungskette, kann z.B. eine Extraktion der Bilddaten aus einer Originaldatei erfolgen, dieses Ergebnis über eine *„pipe“* an das jeweilige Programm weitergereicht und dessen Resultat z.B. mit dem Programm getRange überprüft oder in eine neue Datei umgelenkt werden.

```
cat imageFile | signedToByte > outputFile
type imageFile | unsignedToByte | getRange 1
```

3.3 Standards und Datenformate in der Medizin

Die vorangehend beschriebenen Hilfsprogramme bieten zwar eine Möglichkeit zur Extraktion medizinischer Bilddaten für die Visualisierung, sie stellen jedoch eine sehr primitive Variante der Datenaufbereitung für ein Planungssystem dar. Der Zugriff auf medizinische Bilddaten inklusive damit verbundener Zusatzinformation sowie deren Auswertung erfordert standardisierte Datenformate, Kommunikationsrichtlinien und Methoden. Solche Standards beschränken sich nicht nur auf die Form der Speicherung sondern berücksichtigen auch den Zugriff auf die Daten sowie deren Austausch zwischen bildgebenden und weiterverarbeitenden Systemen. Im Bereich der medizinischen Kommunikationssysteme sind drei wesentliche Kategorien zu unterscheiden:

1. Krankenhaus-Informationssysteme
   (Hospital Information Systems, HIS)
2. Radiologische Informationssysteme
   (Radiological Information Systems, RIS)
3. Bildarchivierungs- und -kommunikationssysteme
   (Picture Archiving and Communication Systems, PACS)

Systeme dieser Art setzen sich aus einer Vielzahl von Komponenten unterschiedlicher Hersteller zusammen, die miteinander in einer einheitlichen und wohl definierten Form Daten austauschen müssen. Mit der Entwicklung des HL-7 Standards (*Health Level 7*) zeigten sich 1987 erste Bemühungen, heterogene Systeme zusammenzuführen. Für den Austausch medizinischer Bilddaten zwischen solchen Systemen ergab sich dabei die Forderung nach einer Standardisierung des den Daten zugrundeliegenden Formates, die bereits 1983 von der amerikanischen Vereinigung der Radiologen (*American College of Radiology, ACR*) und der Vereinigung der Elektronikhersteller (*National Electrical Manufacturers Association, NEMA*) in Angriff genommen wurde. Auf andere Standards

wie SPI (*Standard Product Interconnect*), IS&C (*Image Save and Carry*), IPI (*Image Processing and Interchange*), Papyrus u.ä. wird an dieser Stelle nicht weiter eingegangen, da sie für diese Arbeit keine Rolle spielen. Weiterführende Information findet man u.a. in [Clu98b, Cos97, RGL95, BSJ95].

Nachfolgend werden kurz die beiden wesentlichen, aufeinander aufbauenden Formate ACR-NEMA und DICOM beschrieben, da diese für den Im- und Export medizinischer Bilddaten in das zu entwickelnde grafische Planungssystem eine maßgebliche Bedeutung besitzen. Es wird allerdings nur auf das Datenformat genauer eingegangen, zusätzliche Information ist der Standardpublikation zu entnehmen [NEM93].

3.3.1 ACR-NEMA 1.0/2.0

Anfang der Achtzigerjahre verstärkte sich der Bedarf, medizinische Bilddaten nebst Zusatzinformation zwischen bildgebenden und bildverarbeitenden Systemen austauschen zu können. Aufgrund ständig wachsender Neuentwicklungen und vieler herstellerspezifischer Formate waren zu diesem Zeitpunkt für den Datenaustausch aufwendige Konvertierungsverfahren erforderlich. Zur Vereinheitlichung gründeten ACR und NEMA im Jahr 1983 ein gemeinsames Komitee mit folgender Zielsetzung:

- Definition eines Datenformates für medizinische Bilddaten und Zusatzinformation
- Definition eines Kommunikationsprotokolls zur Übertragung der Daten
- Definition einer Kommunikationsschnittstelle als Übertragungsmedium

Die erste Version des Standards wurde 1985 verabschiedet [NEM85]. Hierin erfolgte die Festlegung der *Hardware*-Schnittstelle sowie eines minimalen Befehlssatzes zur Kommunikation zwischen beteiligten Systemen und des eigentlichen Datenformates. Dieses legte die Verwendung einzelner Datenelemente mit variabler Länge fest, wobei jedes Element durch einen eindeutigen Bezeichner (*Tag*) gekennzeichnet ist. Ein Aufbau dieser Art wurde z.B. auch für das mittlerweile weit verbreitete *Tagged Image File Format* (TIFF) verwendet, das 1986 von der Firma Aldus Inc. zur effizienten Kodierung digitaler Bilddaten entwickelt wurde [MRV96]. Ebenfalls 1986 erfolgte die erste und 1988 die zweite Erweiterung des ACR-NEMA Standards [NEM88], bei der in erster Linie Fehler und Inkonsistenzen bereinigt und neue Datenelemente eingeführt wurden [HPB+94].

An dieser Stelle soll noch einmal hervorgehoben werden, dass mit dem ACR-NEMA Standard kein Speicher- sondern ein Kommunikationsformat festgelegt wurde. Als Transfersyntax für die Datenübertragung wurde das *little endian* Format mit impliziter Wertrepräsentation vorgeschrieben. Die über die ACR-NEMA Schnittstelle übertragene Information muss dabei als so genannte Nachricht strukturiert sein. Eine Nachricht besteht immer aus zwei Teilen, einem Befehlssatz und einem Datensatz (Bild 3.3).

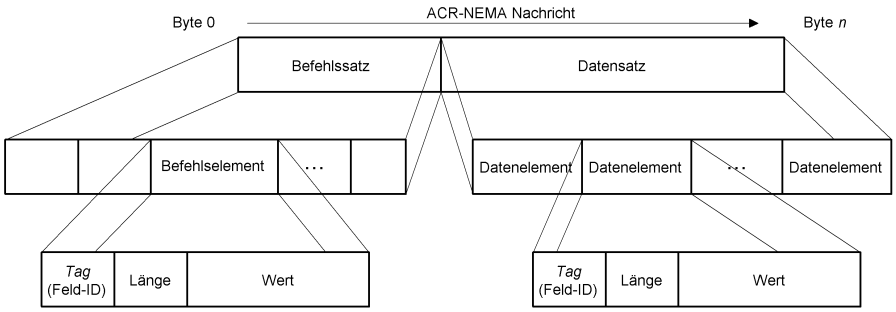

Bild 3.3: Format einer ACR-NEMA Nachricht

Jede Nachricht ist in so genannten Gruppen organisiert, wobei der Aufbau einer Gruppe einem vorgegebenen Schema unterliegt. Eine Gruppe darf in einer Nachricht höchstens einmal vorkommen. Jede Gruppe besitzt dabei einen numerischen Gruppenschlüssel der Länge 16 Bit als Identifikationsmerkmal. Ein Gruppenschlüssel umfasst somit einen Wertebereich von 0 bis 65535. Alle geradzahligen Gruppen sind für die Nutzung innerhalb des ACR-NEMA Standards reserviert, wobei von den insgesamt 65536 möglichen Gruppen 24 so genannte Standardgruppen festgelegt wurden (Tabelle 3.1).

Tabelle 3.1: Reservierte ACR-NEMA Gruppen

0x0000	Command	Länge der Nachricht
0x0008	Identifying	Datum, Zeit usw.
0x0010	Patient	Patientendaten
0x0018	Acquisition	Aufnahmeparameter
0x0020	Relationship	Lageinformation
0x0028	Image Presentation	Bildgröße, Datentyp usw.
0x4000	Text	Kommentar
0x6000 – 0x601E	Overlay	Grafik
0x7FE0	Pixel Data	Aufnahmedaten

Gruppen mit ungeradem Identifikationsschlüssel werden als private Gruppen bezeichnet, die vom Anwender oder Hersteller unter der Bedingung der Einhaltung, der im Standard festgelegten Gruppenstruktur, frei definiert werden können. Solche Gruppen stellen so genannte Schattengruppen der direkten, Vorgängergruppen mit geradzahligem Schlüssel dar. Schattengruppen erlauben hersteller- bzw. anwenderspezifische Erweiterungen der Standardgruppen. Die Bedeutung solcher Gruppen muss beim jeweiligen Hersteller erfragt werden.

Innerhalb einer Nachricht müssen die Gruppen in der Reihenfolge ihres Gruppenschlüssels aufsteigend sortiert sein, wobei die Gruppe 0 immer das erste Element einer Nachricht bildet und die Kommandogruppe repräsentiert. Die Kommandogruppe 0 und ihre Schattengruppe 1 bilden den Befehlssatz der ACR-NEMA Nachricht, alle anderen Gruppen bilden den Datensatz. Mit Hilfe von Gruppen lassen sich verschiedene Arten von Datensätzen bilden. Der Datensatz mit dem hexadezimalen Gruppenschlüssel 0x7FE0 beinhaltet per Definition immer die Bilddaten.

Jede Gruppe ist wiederum in einzelne Datenelemente unterteilt, die sich aus einem Elementschlüssel (*Tag*), der Länge des Datenwertes und dem Wert selbst zusammensetzen. Der Elementschlüssel ergibt sich aus der Kombination von zugehöriger Gruppennummer und einer innerhalb der Gruppe eindeutigen Elementnummer. Jedes Datenelement ist durch diese Art der Kennzeichnung eindeutig in der Nachricht bestimmt. Das Datenelement 0 *muss* in jeder Gruppe als erstes Element vorhanden sein. Sein Wert enthält die Länge der zugehörigen Gruppe, vom Ende des Wertfeldes bis zum Anfang einer neuen Gruppe. Innerhalb einer Gruppe sind alle Datenelemente nach ihrem Schlüssel aufsteigend sortiert. Jedes Längenfeld eines Datenelementes gibt dessen Länge in Bytes vom Ende des Längenfeldes bis zum Anfang des nächsten Datenfeldes an [NEM88]. Ein interessanter Aspekt dieses Formates ist die Möglichkeit, unbekannte Datenelemente, deren Wert nicht interpretiert werden kann, ignorieren zu können. Durch die feste Länge des Kennzeichen- und Längenfeldes (jeweils 32 Bit ohne Vorzeichen) kann stets auf das nachfolgende Datenelement zugegriffen werden, ohne den Wert des aktuellen Datenelementes berücksichtigen zu müssen.

In einem konkreten Datenelement ist die Repräsentation des Wertes durch die Kombination aus Gruppen- und Elementnummer bestimmt. Die Semantik eines Elementes ist über eine Zuordnungstabelle, dem so genannten *Data Dictionary*, definiert. Datenelemente können ASCII- oder Binärinformation enthalten. Zeichenketten, natürliche und rationale Zahlen werden im ASCII Format kodiert. Dabei gibt es auch Elemente, die mehrere, durch einen *Backslash* (0x5C) getrennte Werte beinhalten können. ASCII Werte mit ungerader Länge werden immer mit einem Leerzeichen (0x20) aufgefüllt. Bezeichner und Längen sowie die Bilddaten liegen im Binärformat vor.

Unter Kenntnis des Aufbaus einer ACR-NEMA Nachricht lässt sich diese bzgl. der Standardgruppen und derer Elemente problemlos auswerten. Wird der Datenstrom einer solchen Nachricht auf einem Computer eingelesen und anschließend auf einem Datenträger abgespeichert, so kann beim erneuten Einlesen auf einem anderen Computer nicht mehr von der festgelegten Transfersyntax ausgegangen werden, da die Anordnung der Bytes auf dem Datenträger von der Rechnerarchitektur des Rechners abhängt, der diese Daten abgespeichert hat. Aus diesem Grund muss beim Einlesen der Daten von einem Datenträger eine Synchronisation zwischen eigener und vorliegender Byteanordnung erfolgen.

Der wesentliche Schwachpunkt des Standards in dieser Form, betraf die Beschränkung der Kommunikationsschnittstelle auf Punkt zu Punkt Verbindungen mit festgelegter 50-poliger, paralleler Schnittstelle. Daraus resultierte eine Beschränkung auf direkt verbundene Kommunikationseinheiten, bei der sowohl Sender als auch Empfänger im Voraus bekannt sein müssen. Weiterhin wurde eine mögliche Kompression der Aufnahmedaten nicht berücksichtigt, was nachträglich über eine Erweiterung des Standards erfolgte [NEM89]. Der ACR-NEMA Standard berücksichtigte ebenfalls kein eindeutiges Identifikationsschema für die Zuordnung von Nachrichten zu Patienten und vernachlässigte die Festlegung eines Speicherformates zum Datenaustausch über Datenträger und Speichermedien.

3.3.2 Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM 3.0)

Die Beschränkung des ACR-NEMA Standards auf eine physikalische Kommunikationsschnittstelle, das Fehlen eindeutiger Bezeichner für Datenobjekte sowie die mangelnde Spezifikation für den Datenaustausch über Netzwerke und Speichermedien führte 1993 zu einer grundlegenden Revision des Standards. Gefordert war in erster Linie eine Möglichkeit des Datenaustausches zwischen offenen Systemen, unter Berücksichtigung von Standard-Netzwerkprotokollen (ISO-OSI und TCP/IP). Die Zielsetzung, in einer Netzwerkumgebung die Kommunikation unterschiedlicher Geräte und Anwendungen mit unterschiedlichen Fähigkeiten zu ermöglichen, erforderte eine neue Sichtweise des zu standardisierenden Problems mit einem daraus resultierenden, differenzierteren Datenmodell. Aus diesem Grund wurde der bisherige ACR-NEMA Standard 2.0 unter dem Namen *Digital Imaging and Communication in Medicine* (DICOM) neu festgelegt [NEM93].

DICOM stellt einen Standard für die Beschreibung, Speicherung, Übertragung und Interpretation medizinischer Bilddaten und damit verknüpfter Zusatzinformation dar, wobei eine Abwärtskompatibilität zum bisherigen ACR-NEMA Standard gewährleistet wurde. Die wesentlichen Neuerungen des DICOM 3.0 Standards sind:

- Objektorientiertes Entwurfskonzept (*Information Objects* und *Service Classes*)
- Spezifikation zusätzlicher Datenobjekte (Studien, Patienten, Berichte usw.)
- Definition so genannter Übereinstimmungserklärungen (*Conformance Claims*)
- Einführung eines eindeutigen Identifikationsschemas
- Implizite Beschreibung des Datenformates
- Datenaustausch über Standard-Netzwerkprotokolle und Speichermedien

Im Gegensatz zum ACR-NEMA Standard erfolgte außerdem eine Spezifikation in mehreren, in sich abgeschlossenen Teildokumenten, die sich zwar aufeinander beziehen, jedoch unabhängig voneinander sind und somit aufgrund der Trennung leichter an neue Anforderungen angepasst werden können. Der Standard ist dabei, wie in Bild 3.4 gezeigt, in 12 Teile gegliedert. An dieser Stelle soll keine Erklärung der einzelnen Teilbereiche erfolgen. Gute Beschreibungen sind der erste Teil des DICOM Standards selbst [NEM92], das DICOM „Kochbuch“ von Philips [Rev97] und die Einführung in den Standard aus den Tutorials der Radiologenvereinigung Nordamerikas [HPB+94]. Für die vorliegende Arbeit soll nur die Speicherung und die Interpretation gespeicherter Information im DICOM 3.0 Format untersucht werden.

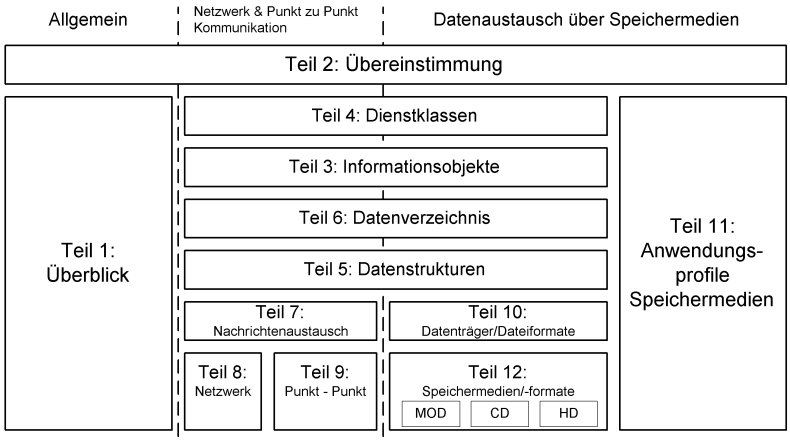

Bild 3.4: Gliederung des DICOM 3.0 Standards

Eine DICOM Nachricht kann als Bytestrom über Standard-Netzwerke übertragen werden, wobei dies mit einer beliebigen Transfersyntax möglich ist, die zwischen den kommunizierenden Systemen ausgehandelt werden muss. Es kann somit eine *big endian* Transfersyntax verwendet werden, wenn beide Systeme diese unterstützen. Dadurch müssten die Daten nicht erst in das *little endian* Format und wieder zurück konvertiert werden, was eine Steigerung der Verarbeitungsgeschwindigkeit zur Folge hat. Kann keine gemeinsam nutzbare Transfersyntax ausgehandelt werden, so muss per Definition die bereits in ACR-NEMA 2.0 definierte, implizite *little endian* Transfersyntax verwendet werden.

Neu ist ebenfalls die Einführung einer optionalen, expliziten Wertrepräsentation, bei der ein Datenelement um eine zusätzliches Kennung zur Beschreibung des im Wertfeld vorliegenden Datentyps erweitert wird (Bild 3.5). Diese Kennung besteht aus zwei aufeinander folgenden ASCII Zeichen, die den Datentyp und die Länge des Längenfeldes in Bytes definieren [NEM93a, NEM93b].

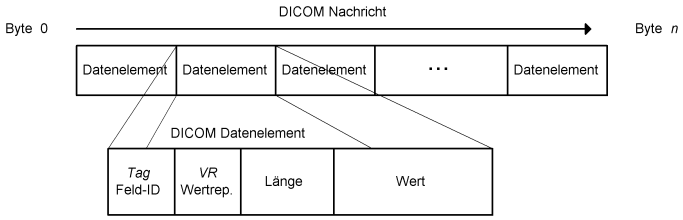

Bild 3.5: Aufbau eines DICOM Datenelementes

Ein DICOM Datenelement kann somit, im Gegensatz zum ACR-NEMA Format, aus vier Feldern bestehen, wobei das Feldkennzeichen, das Längen- und Wertfeld immer in einem Datenelement vorliegen müssen. Die Verwendung einer expliziten Wertrepräsentation ist hingegen optional. Wird eine explizite Wertrepräsentation verwendet, dann kann sich das Längenfeld entweder aus 2, 4 oder aus 8 Bytes zusammensetzen. Die Länge des Längenfeldes ergibt sich aus dem Inhalt der expliziten Wertrepräsentation (siehe Tabelle 3.2 auf Seite 44).

Eine komplette Nachricht im DICOM 3.0 Format ist aus Kompatibilitätsgründen ähnlich aufgebaut wie eine ACR-NEMA Nachricht (Bild 3.3). Die Anzahl von Gruppen und Datenelementen ist im Gegensatz zum ACR-NEMA Standard stark angestiegen, was sich in einem weitaus umfangreicheren *Data Dictionary* manifestiert. Einige Datenelemente des ACR-NEMA 2.0 Standards wurden durch neue ersetzt, wobei die alten Elemente aus Gründen der Abwärtskompatibilität nicht fehlerhaft, jedoch als veraltet markiert sind und bei der Interpretation ignoriert werden können.

DICOM 3.0 wurde in seiner ersten Form ebenfalls als reines Kommunikationsprotokoll definiert. Durch die Möglichkeit einer frei aushandelbaren Transfersyntax und die Einführung eines optionalen Feldes zur Wertrepräsentation mit daraus resultierender variabler Länge des Längenfeldes wird die Interpretation des Datenstroms etwas komplizierter. Wird ein solcher Datenstrom auf einem Datenträger gespeichert, dann müssen diese Fälle bei dessen Auswertung ebenfalls berücksichtigt werden. Der Datenstrom muss demnach solange analysiert werden, bis das zugrundeliegende Format erkannt wurde.

Diesem Problem wurde im Standard durch die Teile 10 bis 12 begegnet, die das DICOM Format zum Datenaustausch über Speichermedien festlegen. Die endgültige Fassung des verabschiedeten Standards lag zum Zeitpunkt der Erstellung dieser Arbeit noch nicht vor, so dass für die Bearbeitung nicht der Standard selbst, sondern nur eine Vorabversion verwendet werden konnte. Die Vorabversion hat allerdings keinen verbindlichen Charakter und es wird darin ausdrücklich darauf hingewiesen, diese *nicht* als Arbeitsgrundlage zu verwenden [NEM94].

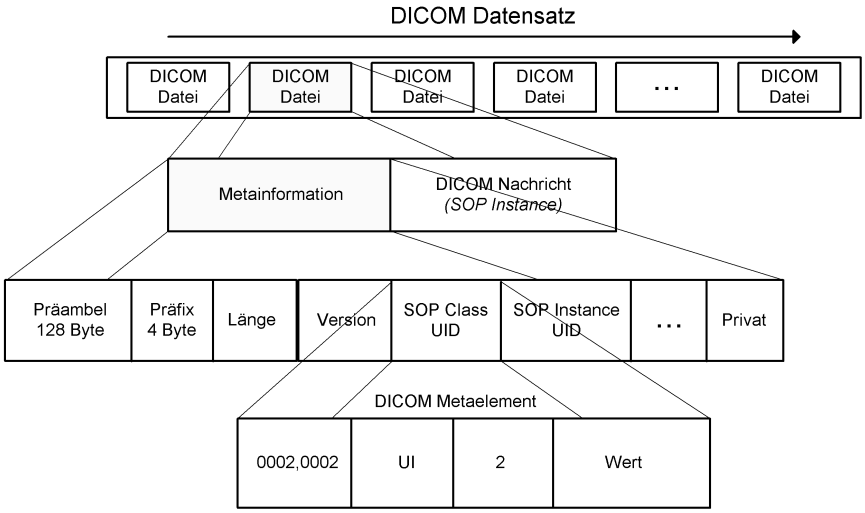

Bild 3.6: Struktur einer DICOM Datei nach Teil 10 des Standards

Dem Teil 10 des DICOM Standards lässt sich grundsätzlich entnehmen, dass einer gespeicherten DICOM Nachricht eine 128 Byte lange Präambel vorangeht, in der beliebige, formatbeschreibende Daten gespeichert werden können. Der Präambel folgt direkt ein 4 Byte ASCII Präfix mit dem Inhalt 'DICM' der zur Identifikation des Datensatzes herangezogen werden kann. Des Weiteren wird eine neu eingeführte Standardgruppe

mit dem Gruppenschlüssel 2 vorgestellt, die eine fest definierte Metainformation in expliziter, *little endian* Transfersyntax beinhaltet. Dieser Gruppe kann u.a. die zum Übertragungszeitpunkt ausgehandelte, den nachfolgenden Daten zugrundeliegende Transfersyntax entnommen werden.

Für die Entwicklung des in dieser Arbeit beschriebenen Planungssystems gibt es somit die Möglichkeiten, einen abgespeicherten ACR-NEMA Datenstrom, einen DICOM Datenstrom oder eine DICOM Datei nach Teil 10 des Standards auf einem Datenträger vorzufinden. Für den Import und die Interpretation dieser Daten muss demzufolge auch die neu eingeführte explizite Repräsentationsbeschreibung der einzelnen Werte, die variable Transfersyntax und die variable Länge der Längenfelder berücksichtigt werden. Auf das DICOM Dateiformat nach Teil 10 des Standards kann jedoch nur in groben Zügen eingegangen werden. Es wird davon ausgegangen, dass eine Präambel, ein Präfix und eine Metainformation zur Beschreibung der Transfersyntax vorliegt. Die Auswertung der Metainformation war aufgrund des noch nicht verfügbaren Standards sowie mangelnder Beispieldatensätze nicht möglich und wurde in dieser Arbeit nicht berücksichtigt.

3.4 Eine Bibliothek für den DICOM Datenimport

In der ersten Entwicklungsstufe des zu implementierenden Planungssystems wird davon ausgegangen, dass die Aufnahmedaten immer auf einem Speichermedium vorliegen und nicht direkt vom Aufnahmesystem entgegengenommen oder über eine dedizierte DICOM Schnittstelle mittels spezieller DICOM Dienste angefordert werden. Die Nutzung der DICOM Dienste zur Anforderung von Daten von einem DICOM Server sollte jedoch unbedingt in das zukünftige Planungssystem integriert werden, was in einer weiterführenden Arbeit erfolgen könnte. Berücksichtigt wurden die Möglichkeiten des Datenzugriffs über die Dateisysteme eines HP 9000 DICOM Servers, zweier Silicon Graphics Workstations und diverser Intel PC´s, wobei die Daten auch auf gemeinsam nutzbaren Datenträgern gespeichert sein können (NFS-Verzeichnisse, CD oder MOD).

Für den Import medizinischer Aufnahmedaten in das Visualisierungssystem Amira wurden vom ZIB die bislang dort genutzten Importbibliotheken für ACR-NEMA und DICOM Daten bereitgestellt. Bei der ACR-NEMA Importbibliothek handelt es sich um eine am Deutschen Herzzentrum Berlin (DHZB) erstellte Software, die den ACR-NEMA 2.0 Standard berücksichtigt, jedoch nicht mehr weiter gepflegt wird. Die DICOM Bibliothek, die auf der CTN Software basiert, wurde zwar am ZIB erstellt, wies allerdings eklatante Fehler auf. Die Bilddaten ließen sich zwar einlesen, zeigten jedoch in den meisten Fällen eine deutliche Verzerrung in axialer Richtung. Diese Verzerrungen ließen sich nach Analyse der Aufnahmeparameter und systematischer Eingrenzung der Fehlerquelle auf eine falsche Interpretation des Schichtabstandes zurückführen, der in dem Importmodul offensichtlich mit der Schichtdicke verwechselt wurde. Da das DICOM Importmodul nicht ausreichend dokumentiert und der Autor der Software nicht mehr verfügbar ist, ergab sich für die Nutzung von Amira, als Basis für das zu entwickelnde Planungssystem, die Notwendigkeit einer Überarbeitung bzw. kompletten

Neuerstellung des DICOM Importmoduls, wobei letztere Variante vorgezogen wurde und einen Bestandteil dieser Arbeit bildet, der nachfolgend beschrieben ist.

Gefordert ist eine Bibliothek, die als Programmschnittstelle den Zugriff auf Dateien ermöglicht, die medizinische Aufnahmedaten nach dem ACR-NEMA/DICOM Standard beinhalten. Dazu muss ein DICOM Datenstrom interpretiert und in eine Datenstruktur übernommen werden. Über diese Datenstruktur soll zum einen auf die Bilddaten zugegriffen werden können und zum anderen auf alle Elemente der Zusatzinformation (*Header*). Die DICOM Bibliothek soll den Import aller an der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie anfallenden Daten ermöglichen, um diese mit dem integrierten Planungs- und Ausführungssystem verarbeiten zu können. Dabei sind sowohl Datenformate nach dem ACR-NEMA 2.0 Standard [NEM88], dem DICOM 3.0 Standard [NEM93a, NEM93b] und dessen Erweiterung auf Speichermedien [NEM94] möglich.

Die Bibliothek soll in der Programmiersprache ´C´ nach dem ANSI Standard implementiert werden, so dass sie sich in Anwendungen nutzen lässt, die ebenfalls mit dieser Programmiersprache entwickelt wurden. Eine objektorientierte Entwicklung der Bibliothek hätte sich zwar angeboten, da das gesamte Entwurfskonzept des DICOM Standards objektorientiert aufgebaut ist [FMCC95, EEHJ95], doch ließe sie sich dann nicht mehr in anderen Komponenten des integrierten Planungs- und Ausführungssystems nutzen. Für das objektorientierte Visualisierungssystem Amira wird deshalb ein Importmodul bereitgestellt, das die Bibliotheksfunktionen in einer entsprechenden Klasse kapselt und den DICOM Datenimport ermöglicht.

Nachfolgend wird auf die Funktionalität der implementierten DICOM Importbibliothek eingegangen. Der Programmcode befindet sich auf der beiliegenden CD im Verzeichnis dicom/lib, Testdaten liegen im Verzeichnis images/dicom vor (Anhang B, Seite 187 ff.).

3.4.1 Die Datenstruktur zur Übernahme des DICOM Formates

Mit der DICOM Importbibliothek soll ein ACR-NEMA/DICOM Datenstrom in eine Datenstruktur überführt werden, die es Programmen, die diese Daten benötigen, ermöglicht, auf alle Datenelemente des Datenstroms (der Datei) zugreifen zu können. Da es sich bei einem ACR-NEMA/DICOM Datenstrom nicht um ein festes Format mit definierter Länge handelt sondern um eine beliebige Anzahl von Datenelementen, deren Aufbau zwischen den einzelnen Versionen des Standards auch noch variiert, ist die Datenstruktur so ausgelegt, dass sie dem DICOM 3.0 Standard, unter Berücksichtigung von Teil 10, als Obermenge genügt. Diese schließt die Vorgängerversionen des ACR-NEMA Formates vollständig ein.

Ein DICOM 3.0 (Teil 10) Datenstrom setzt sich aus einer 128 Byte langen Präambel, einem 4 Byte Präfix und einer beliebigen Anzahl von Datenelementen zusammen (Bild 3.6, Seite 38). Ein Datenelement besteht dabei gemäß Bild 3.5 (Seite 37) aus maximal fünf Feldern.

Mit der Bibliotheksfunktion dicomReadFile() wird ein spezifizierter Datenstrom eingelesen, analysiert und nach erfolgreicher Interpretation in der festgelegten DICOM Datenstruktur zurückgeliefert (Bild 3.7).

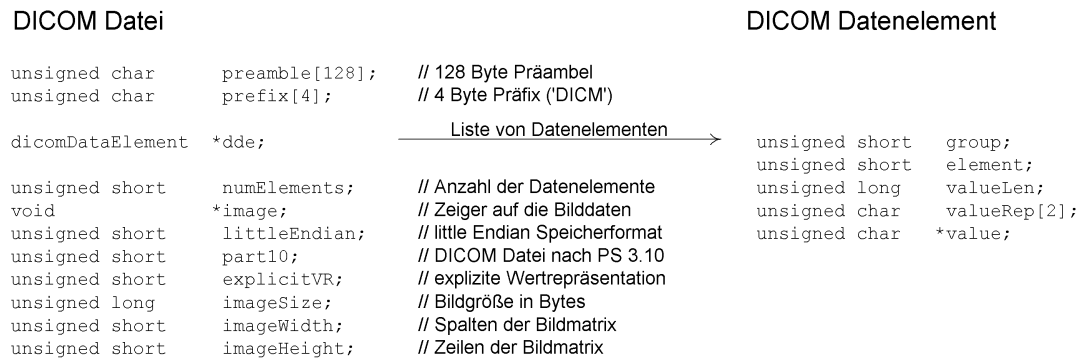
DICOM Datei
DICOM Datenelement
unsigned char preamble[128]; // 128 Byte Präambel
unsigned char prefix[4]; // 4 Byte Präfix ('DICM')
Liste von Datenelementen
dicomDataElement *dde;
unsigned short numElements; // Anzahl der Datenelemente
void *image; // Zeiger auf die Bilddaten
unsigned short littleEndian; // little Endian Speicherformat
unsigned short part10; // DICOM Datei nach PS 3.10
unsigned short explicitVR; // explizite Wertrepräsentation
unsigned long imageSize; // Bildgröße in Bytes
unsigned short imageWidth; // Spalten der Bildmatrix
unsigned short imageHeight; // Zeilen der Bildmatrix
unsigned short group;
unsigned short element;
unsigned long valueLen;
unsigned char valueRep[2];
unsigned char *value;

Bild 3.7: DICOM Datenstruktur

3.4.2 Überprüfung des Speichermodells der Rechnerarchitektur

Das erste Problem, mit dem man konfrontiert wird, wenn man binäre Daten mit mehr als 8 Bit pro Datenwert von einem Datenträger lesen und in eine interne Datenstruktur überführen möchte, ist die Bestimmung der korrekten Reihenfolge der Bytes bei der Interpretation der Daten. Dieses Problem wird allerdings erst dann offensichtlich, wenn Daten, die auf einer Rechnerplattform mit so genantem *big endian* Speichermodell (höchstwertiges Byte zuerst, *msb*) auf einen Datenträger geschrieben werden, der dann auf einer Rechnerplattform mit *little endian* Architektur (niederwertiges Byte zuerst, *lsb*) wieder ausgelesen wird, bzw. umgekehrt. Typische Prozessoren mit *little endian* Architektur sind die weit verbreiteten Intel-Typen, die in allen PC´s vorkommen. Die meisten anderen Prozessoren besitzen Register mit *big endian* Speichermodell. Beim Speichern der Daten auf einem Datenträger werden die Bytes in der jeweiligen Reihenfolge der Architektur geschrieben und auf Rechnern anderer Architektur in dieser Reihenfolge wieder in die Register gelesen. Somit wird z.B. der in 16 Bit gespeicherte Wert 1 im *big endian* Format (00000000 00000001) beim Wechsel der Architektur auf *little endian* als $2^8 = 256$ interpretiert. Das Vorzeichenbit verliert dabei ebenfalls seine Bedeutung.

Die DICOM Bibliothek soll in beiden Fällen die Daten von einem Datenträger korrekt interpretieren und als Datenstruktur bereitstellen, so dass das Speichermodell des Systems, auf dem der Programmcode der Bibliothek abläuft, zur Laufzeit ermittelt werden muss. Im Rahmen der Entwicklung wurde die Bibliothek sowohl auf Intel Prozessortypen unter Linux getestet als auch auf HP-PA RISC und MIPS Prozessoren mit *big endian* Architektur.

Die Ermittlung des Speichermodells erfolgt dabei durch die Überlagerung eines 16 Bit *short integer* Datentyps mit zwei aufeinander folgenden 8 Bit *character* Datentypen. Die Speicherung einer 1 im 16 Bit Format führt je nach Architektur zu einem gesetzten Bit

im höchstwertigen oder im niederwertigen Byte, was durch anschließende Überprüfung der ersten 8 Bit herausgefunden werden kann (Bild 3.8).

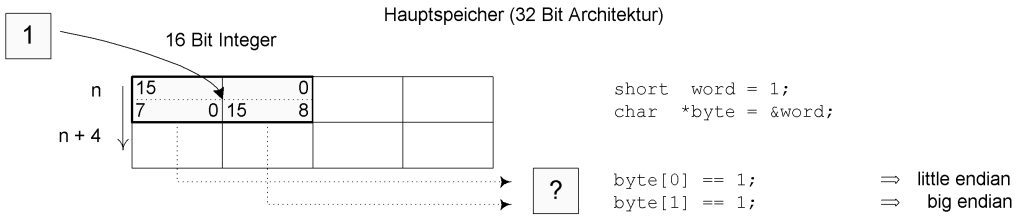

Bild 3.8: Ermittlung des vorliegenden Speichermodells

Eine Funktion zur Überprüfung des Speichermodells wurde in der DICOM Bibliothek unter dem Namen isLittleEndianArchitecture() bereitgestellt. Der Aufruf der Funktion liefert den Wert 1 zurück, wenn eine *little endian* Architektur erkannt wurde und sonst den Wert 0.

3.4.3 Identifikation des Datenformates einer Datei

Wenn die aktuelle Rechnerarchitektur bekannt ist, können die Daten der auszuwertenden Datei interpretiert werden. Genau an dieser Stelle kommt es darauf an, wie die Daten in die Datei geschrieben wurden. Handelt es sich um reine ASCII Daten bzw. in 8 Bit gespeicherte Binärdaten, ergeben sich beim Einlesen keine Probleme, da die kleinste adressierbare Einheit das Byte mit seinen 8 Bit darstellt. Ein in dieser Form gespeicherter Datenstrom wird auf jeder Maschine gleich interpretiert. Medizinische Bilddaten und Bezeichner sowie Längenangaben des ACR-NEMA/DICOM Formates sind jedoch in Datentypen mit mehr als 8 Bit binär gespeichert, so dass herausgefunden werden muss, wie die Bytes des Datenstroms in der Datei abgelegt wurden.

Eine Überprüfung dieser Art kann natürlich nur erfolgen wenn Teile des Dateiinhaltes bekannt sind. Befände sich z.B. am Anfang der Datei ein 16 oder 32 Bit Wert mit einem definierten Inhalt, dann könnte genau dieser sowohl mit dem höchstwertigsten als auch mit dem niederwertigsten Byte zuerst ausgewertet werden. Das korrekte Speicherformat ergäbe sich dann aus der Variante, die zu dem vorgegebenen Inhalt führt.

Im ACR-NEMA Standard und auch in der ursprünglichen Form des DICOM Standards wurde dieser Fall jedoch nicht berücksichtigt, da es sich um ein Kommunikationsprotokoll handelt, bei dem Kommunikationsdienste in Anspruch genommen werden und eine zwischengelagerte Schicht die Bytereihenfolge vom Format der Rechnerarchitektur in ein festgelegtes Transferformat konvertiert. Für DICOM 3.0 werden dazu die TCP/IP Dienste unter Berücksichtigung der Netzwerk *byte order* genutzt [Com91]. In ACR-NEMA 1.0/2.0 wurde eine spezielle Abstraktionsschicht definiert, die so genannte *Network Interface Unit*.

Durch die Verwendung dedizierter Kommunikationsdienste wird immer sicher gestellt, dass ausgetauschte Daten dem Standard entsprechen, der von diesen Diensten berücksichtigt wird. Bei der Auswertung von Dateien kann eine beliebig Information vorliegen, so dass erst überprüft werden muss, ob es sich um einen korrekten Datensatz

nach dem zu erwartenden Standard handelt. Erst mit der Erweiterung des DICOM 3.0 Standards auf den Datenaustausch mittels physischer Speichermedien wurde diesem Problem durch Einführung eines definierten Datenbereiches innerhalb des Datenstromes begegnet, mit dem die darin vorliegende Information nebst Anordnung der Bytes gekennzeichnet wird.

Eine heuristische Vorgehensweise zur Datenstromanalyse ist wie folgt in der Bibliotheksfunktion dicomFile() implementiert worden:

1. Überprüfung auf Dateiinhalt nach DICOM Teil 10
2. Überprüfung des ersten Datenelementes auf explizite Wertrepräsentation
3. Überprüfung der Byteanordnung in der Datei
4. Überprüfung auf Gültigkeit des ersten Elementes

Nach dieser Untersuchung steht fest, ob es sich um einen DICOM bzw. ACR-NEMA Datenstrom handelt und mit welcher Byteanordnung dieser einzulesen ist. Der Aufruf der Funktion liefert den Wert 1 zurück, wenn ein interpretierbarer Datenstrom erkannt wurde und den Wert 0 wenn der Datenstrom nicht interpretiert werden konnte.

3.4.4 Berücksichtigung von Teil 10 des DICOM 3.0 Standards

Teil 10 des DICOM Standards lag zum Zeitpunkt der Erstellung dieser Arbeit leider noch nicht in verabschiedeter Form vor. Die Analyse des DICOM Datenstroms hinsichtlich des DICOM Speicherformates kann somit noch nicht gesichert erfolgen. Dennoch wurden Möglichkeiten implementiert, die eine Erkennung und Interpretation der Daten gewährleisten.

Es gilt als gesichert, dass eine DICOM Datei nach Teil 10 des Standards durch eine 128 Byte umfassende Präambel, gefolgt von einem 4 Byte Präfix mit dem Inhalt 'DICM' gekennzeichnet ist. Da der Inhalt der Präambel seitens des Standards unspezifiziert ist, wird lediglich nach dem Präfix ab dem 129. Byte gesucht. Wird dieser erkannt, so wird die Präambel in die Datenstruktur übernommen und die Auswertung der Datei kann direkt hinter dem Präfix fortgesetzt werden.

Da die Auswertung der Metainformation in Gruppe 2 aufgrund fehlender Information noch nicht erfolgen kann, wird versucht, die Byteanordnung ebenso zu ermitteln, wie es bei DICOM Datenströmen ohne Metainformation auch geschieht. Nach Verabschiedung von Teil 10 bis 12 des DICOM Standards, kann die in der Datei vorliegende Byteanordnung direkt der Metainformation entnommen werden, wobei diese *immer* mit expliziter Wertrepräsentation im *little endian* Format vorliegen muss. Momentan liegen aber noch keine Datensätze vor, die nach diesem Standard abgespeichert wurden und zum Test herangezogen werden konnten. Zur Nutzung der Metainformation muss die Bibliotheksfunktion dicomPart10() hinsichtlich deren Auswertung erweitert werden.

3.4.5 Berücksichtigung der expliziten Wertrepräsentation

Nach der Überprüfung auf einen Dateiinhalt gemäß Teil 10 des DICOM Standards kann die erste Gruppe bzw. das erste Datenelement dieser Gruppe untersucht werden. Dieses Datenelement kann entweder eine explizite Wertrepräsentation besitzen, was durch ein zusätzliches Feld im Datenelement gekennzeichnet wäre oder eine implizite Wertrepräsentation, wenn keine gültige explizite Form erkannt wurde. Aus diesem Grund wird zuerst das Feld hinter dem Gruppen und Elementschlüssel hinsichtlich eines entsprechenden Eintrages untersucht (Bild 3.5, Seite 37).

Kann eine der ASCII Sequenzen aus Tabelle 3.2 ausgelesen werden, dann wird für dieses Datenfeld eine explizite Wertrepräsentation angenommen [NEM93a].

Tabelle 3.2: Explizite Wertrepräsentation gemäß DICOM 3.0

Wertrepräsentation	Bedeutung	Länge des Längenfeldes
AE	Application Entity	16 Bit
AS	Age String	16 Bit
AT	Attribute Tag	16 Bit
CS	Code String	16 Bit
DA	Date	16 Bit
DS	Decimal String	16 Bit
DT	Date Time	16 Bit
FL	Float Single	16 Bit
FD	Float Double	16 Bit
IS	Integer String	16 Bit
LO	Long String	16 Bit
LT	Long Text	16 Bit
OB	Other Byte	32 Bit
OW	Other Word	32 Bit
PN	Person Name	16 Bit
SH	Short String	16 Bit
SL	Signed Long	16 Bit
SQ	Sequence of Items	32 Bit
SS	Signed Short	16 Bit
ST	Short Text	16 Bit
TM	Time	16 Bit
UI	Unique Identifier	16 Bit
UL	Unsigned Long	16 Bit
US	Unsigned Short	16 Bit

Aus Tabelle 3.2 ist ebenfalls ersichtlich, dass die Datenfelder zu den Wertrepräsentationen OB, OW und SQ einen großen Umfang besitzen können, was sich in einem vergrößerten Längenfeld widerspiegelt. Dieser Umstand muss beim Einlesen solcher Elemente berücksichtigt und das Längenfeld entsprechend des angegebenen Wertes korrigiert werden. Die Überprüfung auf das Vorliegen einer expliziten Wertrepräsentation erfolgt mittels der Bibliotheksfunktion `dicomExplicitVR()`.

3.4.6 Überprüfung der Byteanordnung in einer Datei

Um die Byteanordnung innerhalb eines unbekannten ACR-NEMA/DICOM Datenstromes ermitteln zu können, muss eine heuristische Untersuchung der zu erwartenden Daten erfolgen. Erst wenn Teile des Datenstroms mit Sicherheit erkannt werden, kann die Auswertung der gesamten Datei erfolgen.

Zu diesem Zweck wird mit der Bibliotheksfunktion dicomLittleEndian() das erste Datenelement zweimal eingelesen und sowohl im *little endian* als auch im *big endian* Format ausgewertet. Aus der Kenntnis, dass sowohl Gruppen- als auch Elementbezeichner in ansteigender Reihenfolge im Datenstrom enthalten sein müssen und das Vertauschen der Bytes zu einer Vorzeichenumkehr oder zu einer drastischen Änderung des Wertes führt, gibt das Element, das den niedrigeren, positiven Gruppenbezeichner ungleich 0 besitzt, die Datenrepräsentation vor. Handelt es sich um die Gruppe 0, dann wird als Nächstes der Elementbezeichner in gleicher Form untersucht und anschließend das Längenfeld. Sollten alle Felder den Wert 0 bzw. einen kleineren Wert enthalten, dann wird als Vorgabewert *little endian*, für die vorliegende Transfersyntax angenommen.

An dieser Stelle könnten zwar noch weitere Elemente eingelesen werden, doch ließen sich mit der beschriebenen Vorgehensweise bereits alle vorliegenden Datensätze korrekt klassifizieren. Die Prüfung, ob es sich wirklich um einen ACR-NEMA/DICOM Datenstrom handelt, kann an dieser Stelle noch nicht erfolgen, da gerade dazu das gültige Speicherformat ermittelt werden muss. Eine weitere Überprüfung erschien an dieser Stelle nicht sinnvoll.

3.4.7 Überprüfung der Gültigkeit des ersten Datenelementes

Nach der Ermittlung der abgespeicherten Transfersyntax kann der Datenstrom interpretiert und eingelesen werden. An dieser Stelle ist es allerdings immer noch möglich, gar keine ACR-NEMA/DICOM Daten in der Datei vorzufinden. Aus diesem Grund wird das erste Datenelement erneut eingelesen und entsprechend der ermittelten Byteanordnung nebst Wertrepräsentation untersucht. Diese Untersuchung basiert wiederum auf einer heuristischen Vorgehensweise, da es per Definition kein erstes Element im DICOM Datenstrom gibt.

Nach ACR-NEMA ist die erste Gruppe *immer* die Kommandogruppe 0, deren erstes Element ebenfalls den Bezeichner 0 und eine Länge von vier Bytes besitzt. Im DICOM Standard ist diese Vorgabe nicht mehr gültig, wodurch das erste Datenelement einer beliebigen Gruppe angehören und einen beliebigen Bezeichner besitzen kann. Hier helfen die Übereinstimmungserklärungen (*Conformance Statements*) des jeweiligen Herstellers [Sie98, Phi97] bzw. die Möglichkeit der Analyse der vorliegenden Dateien, z.B. mit dem Programm dcm_dump_elements der CTN Software [BD97].

Es hat sich aus den vorliegenden Daten gezeigt, dass ein DICOM Datenstrom oft mit der Gruppe 8 (*Identifying*) eingeleitet wird. Aus den Philips Übereinstimmungserklärungen für den Tomoscan M-EG [Phi97] ist ersichtlich, dass als niedrigster Gruppenschlüssel die 8 und in dieser Gruppe der Bezeichner 5 (*Specific Character Set: ISO_IR 100*) das

erste Element repräsentiert. Berücksichtigt wurden bei der Untersuchung auch die Elemente 1 (*Length to End*), 8 (*Image Type*) und 16 (*SOP Class UID*), die potentielle erste Elemente eines DICOM Datenstromes darstellen. Nach Teil 10 des DICOM Standards dürfte wahrscheinlich die Gruppe 2 den DICOM Datenstrom anführen, was bei einer möglichen Erweiterung der Funktion dicomFirstElement() berücksichtigt werden sollte.

3.4.8 Bereitstellung eines Data Dictionary

Die Identifikation eines Datenelementes im ACR-NEMA/DICOM Datenstrom mittels eines numerischen Gruppen- und Elementbezeichners ist hinsichtlich der digitalen Speicherung und Verarbeitung absolut sinnvoll, doch für die Interpretation dieser Elemente wird eine Semantik benötigt, die in einem so genannten *Data Dictionary* festgelegt ist [NEM93b]. Dieses *Data Dictionary* beinhaltet alle im Standard definierten Datenelemente und ordnet jedem eine explizite Wertrepräsentation sowie einen in natürlicher Sprache formulierten Kontext zu.

Zur Auswertung dieser Information wurde in der DICOM Bibliothek ein *Data Dictionary* implementiert, das eine Zuordnungstabelle von Gruppen- und Elementbezeichner zur Elementbeschreibung und seiner expliziten Wertrepräsentation darstellt. Über die Bibliotheksfunktion dicomDictionaryName() wird zu einem angegebenen Gruppen- und Elementbezeichner die zugehörige Beschreibung zurückgeliefert, die Funktion dicomDictionaryEntry() liefert umgekehrt zu einer gegebenen Zeichenkette den ersten passenden Elementschlüssel. Mittels der Funktion dicomDictionaryType() kann die explizite Wertrepräsentation eines Datenelementes ermittelt werden.

Die Zuordnungstabelle liegt in Form einer einfach erweiterbaren Datenstruktur vor, die momentan nur die für diese Arbeit wesentlichen Datenelemente umfasst. Zur Erweiterung müssen lediglich die Bezeichner der jeweiligen Elemente eingefügt und deren Wertrepräsentation und Beschreibung angegeben werden. Es bietet sich jedoch an, ein erweitertes Verzeichnis in eine externe ASCII Datei auszulagern, die bei Existenz zur Laufzeit ausgewertet und somit leichter gewartet werden kann. Bei fehlender Datei würden dann lediglich die im Programmcode verankerten Einträge Verwendung finden.

3.4.9 Reduktion des Wertebereiches der Bilddaten

Für die Arbeit mit medizinischen Bilddaten ist es oft erforderlich, diese auf einem Computerbildschirm darstellen zu können. Über die Datenstruktur der DICOM Importbibliothek kann der Zugriff auf die Bilddaten in einfacher Form erfolgen, da ein zusätzlicher Verweis auf das Datenfeld des Datenelementes 0x7FE0-0010 vorgesehen wurde, so dass dieses nicht erst aus der Liste aller verfügbaren Elemente gesucht werden muss. Das Gleiche gilt auch für die Elemente, die die Dimensionen der Bildmatrix beschreiben (siehe Bild 3.7, Seite 41).

Zur Darstellung der Bilddaten können jedoch oft nicht die vollen 12 Bits der Aufnahmewerte verwendet werden sondern nur 8 Bits, was eine Reduktion des vorliegenden Wertebereiches erforderlich macht. Zu diesem Zweck wurde die Bibliotheksfunktion

dicomMapTo8() bereitgestellt, die eine Reduktion des Wertebereiches vornimmt und eine reduzierte Bildmatrix zurückliefert. Die Reduktion erfolgt in der implementierten Form linear zwischen dem niedrigsten und höchsten vorliegenden Aufnahmewert. Die Interpretation der Datenelemente 0x0028-1050 (*Rescale Slope*), -1051 (*Rescale Intercept*), -1052 (*Window Center*) und -1053 (*Window Width*) würde, falls diese Elemente in der DICOM Nachricht vorliegen, zu einer Verbesserung der Kontrastreduktion führen. Die Funktion dicomMapTo8() liefert einen Zeiger auf die neu angelegte Bildmatrix zurück oder den Wert 0, wenn nicht genügend Speicher zur Verfügung steht.

3.5 Hilfsprogramme zur Analyse von DICOM Daten

Für die Analyse vorliegender, unbekannter Dateien, die Daten im DICOM Format enthalten, erwiesen sich die dicom3tools [Clu98a] sowie die CTN *Software* [BD97] als ausgesprochen nützlich. Da die in dieser Arbeit implementierte DICOM Bibliothek alle Datenelemente der DICOM Nachricht in einer Datenstruktur bereitstellt, bot es sich an, ähnliche Hilfsprogramme zum Test der Bibliotheksfunktion und zur Analyse solcher Dateien zu implementieren.

Sollen z.B. DICOM Daten mit Visualisierungssystemen wie AVS, IBM Data Explorer oder dem Visualization Toolkit dargestellt werden, so benötigt man einen Zugriff auf die Bilddaten sowie die Kenntnis der zugrundeliegenden Bildparameter. Zu diesem Zweck wurden im Rahmen dieser Arbeit folgende Hilfsprogramme entwickelt und bereitgestellt:

extractDicomImg	zur Extraktion der Bilddaten
showDicomHdr	zur formatierten Anzeige aller Datenelemente
getDicomEntry	zur Auswertung einzelner Datenelemente
xDicomView	zur grafischen Anzeige der Bilddaten unter X11

Der Programmcode zu diesen Hilfsprogrammen befindet sich auf der beiliegenden CD im Verzeichnis dicom/tools (siehe Anhang B, Seite 187 ff.). In Kombination mit den in Abschnitt 3.2 vorgestellten Hilfsprogrammen zur Arbeit mit medizinischen Bilddaten, lassen sich ACR-NEMA und DICOM Daten, wie sie z.B. auf der CD im Verzeichnis images/dicom vorliegen, für beliebige Visualisierungssysteme aufbereiten.

3.5.1 Extraktion der Bilddaten

Liegen DICOM Daten vor, deren Format sich nicht in ein verfügbares Visualisierungssystem importieren lässt, so gibt es in der Regel immer die Möglichkeit zumindest die reinen Bilddaten unter Angabe der Dimensionen der Bildmatrix und des zugrundeliegenden Datentyps einlesen zu können. Zu diesem Zweck wurde das Programm extractDicomImg bereitgestellt, mit dem die Bildinformation aus einer DICOM Nachricht extrahiert und ausgegeben bzw. in einer neuen Datei gespeichert werden kann.

Der Aufruf des Programms erfolgt durch Eingabe des Programmnamens, des Namens einer Datei, die eine gespeicherte ACR-NEMA/DICOM Nachricht enthält und eines Dateinamens, unter dem die Bildinformation gespeichert werden soll. Existiert eine Datei gleichen Namens, wird eine entsprechende Warnung ausgegeben und das Programm beendet. Wird kein Name für eine Ausgabedatei angegeben, dann werden die Bilddaten in den Standard-Ausgabekanal geschrieben. Dieser kann entweder in eine Datei umgelenkt oder in einer so genannten *„pipe“* weiterverarbeitet werden.

```
extractDicomImg dicomFile [dicomImage.raw]
```

Eine mögliche Verarbeitungskette wäre z.B. die Extraktion der Bilddaten aus einer DICOM Nachricht mit anschließender Vertauschung der Byte-Reihenfolge und abschließender Transformation der vorzeichenbehafteten 12 Bit Bilddaten in einen 8 Bit Wertebereich. Das Ergebnis könnte ohne zusätzliche Erzeugung temporärer Dateien direkt in einer Ausgabedatei abgespeichert und mit einem Visualisierungssystem dargestellt werden.

```
extractDicomImg dicomFile | swapByte | signedToByte > dicomImg.raw
```

3.5.2 Formatierte Ausgabe aller Datenelemente

Zur Analyse von Dateien, in denen DICOM Nachrichten gespeichert wurden, ist es oft sehr hilfreich, einen Überblick über den Inhalt der gespeicherten Information zu bekommen. Aus diesem Grund wurde das Programm showDicomHdr bereitgestellt, mit dem der Inhalt aller Datenelemente der DICOM Nachricht in formatierter Form auf dem Bildschirm ausgegeben werden kann. Dazu wird auch das mit der Bibliothek implementierte *Data Dictionary* verwendet, das zu jedem Datenelement, für das ein Eintrag vorgesehen ist, eine Kontextinformation liefert.

Der Aufruf des Programms erfolgt durch Eingabe des Programmnamens und des Namens einer Datei, deren gespeicherte DICOM Nachricht ausgewertet werden soll. Alle darin befindlichen Datenelemente werden mit ihrer Gruppen- und Elementkennung, der Länge der Wertfeldes, einer eventuellen Wertrepräsentation, der Information aus dem *Data Dictionary* und dem Inhalt des Wertfeldes in formatierter Form über den Standard-Ausgabekanal ausgegeben. Die Ausgabe kann dabei selbstverständlich auch in eine Datei oder zum Drucker umgelenkt werden.

```
extractDicomHdr dicomFile
extractDicomHdr | lpr
```

In Tabelle 3.3 ist die Ausgabe des Programms showDicomHdr zu einer DICOM Nachricht verdeutlicht, wie sie derzeit vom Philips Tomoscan M-EG geliefert wird. Zu jedem Datenelement wird in Spalte 1 die Gruppen- und Elementkennung ausgegeben, in Spalte 2 die Länge des Wertfeldes in Bytes, Spalte 3 enthält den Eintrag des *Data Dictionary* bzw. die Meldung, dass kein entsprechender Eintrag vorliegt und Spalte 4 enthält den Inhalt des Datenelementes.

Tabelle 3.3: DICOM Nachricht des Philips Tomoscan M-EG

```
0008:0005       10          character set: ISO_IR 100
0008:0008       22             image type: ORIGINAL\PRIMARY\AXIAL
0008:0016       26           sop class uid: 1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2
0008:0018       56        sop instance uid: 1.3.46.670589.10.13...
0008:0020        8             study date: 19980522
0008:0021        8            series date: 19980522
0008:0023        8             image date: 19980522
0008:0030       10             study time: 180533.00
0008:0031       10            series time: 180758.00
0008:0033       10             image time: 180758.00
0008:0050        0        accession number:
0008:0060        2                Modality: CT
0008:0070       24            Manufacturer: Philips Medical Systems
0008:0080        4        institution name: UKRV
0008:0090        0     referring physician:
0008:1050        0    performing physician:
0008:1070        0     no dictionary entry:
0008:1090       16    manufactorer's model: CT Tomoscan M-EG
0008:1140      106     no dictionary entry:
0010:0010        4            patient name: john
0010:0020        4              Patient id: 0008
0010:0030        0       patient birthdate:
0010:0040        2             patient sex: O
0010:1010        4             patient age: 000Y
0018:0010        0    contrast/bolus agent:
0018:0022       26            scan options: 0_0\0_0\0\0\0\2_0\21\1\1\2\1
0018:0050        2         slice thickness: 2
0018:0060        4                     kvp: 120
0018:1030       10          protocol name: Brain 2 mm
0018:1100        4      reconstr. Diameter: 310
0018:1120        2             gantry tilt: 0
0018:1150        4           exposure time: 4000
0018:1151        2      x-ray tube current: 10
0018:1210        4      convolution kernel: HF4
0018:5100        4        patient position: HFS
0020:000D       56      study instance uid: 1.3.46.670589.10.13...
0020:000E       56     series instance uid: 1.3.46.670589.10.13...
0020:0010        2                 study id: 21
0020:0011        2            series number: 1
0020:0012        2     acquisition number: 2
0020:0013        4            image number: 2001
0020:0032       14          image position: -155\-155\-503
0020:0037       22       image orientation: 1\0\0\0\1\6.12323e-17
0020:0052       56      frame of reference: 1.3.46.670589.10.13...
0020:1040        0      position reference:
0020:1041        4          slice location: 503
0020:4000        0          image comments:
0028:0002        2       samples per pixel: 1
0028:0004       12     photometric interp.: MONOCHROME2
0028:0010        2     image rows (height): 512
0028:0011        2   image columns (width): 512
0028:0030       18           pixel spacing: 0.605469\0.605469
0028:0100        2         bits allocated: 16
0028:0101        2            bits stored: 12
0028:0102        2                high bit: 11
0028:0103        2    pixel representation: 0
0028:1050        6           window center: 40\40
0028:1051        6            window width: 85\150
0028:1052        6       rescale intercept: -1000
0028:1053        2           rescale slope: 1
7FE0:0010   524288              pixel data:
```

Tabelle 3.4 zeigt einen Ausschnitt der Ausgabe des Programms showDicomHdr zu einer DICOM Datei, die dem Teil 10 des DICOM Standards entspricht und eine Meta-information in Gruppe 2 sowie eine explizite Wertrepräsentation enthält, die in Spalte 3 aufgeführt ist.

Tabelle 3.4: Datenelemente einer DICOM Datei nach Teil 10

```
0002:0000        4 [UL]      no dictionary entry: 194
0002:0001        2 [OB]      no dictionary entry:
0002:0002       26 [UI]      no dictionary entry: 1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2
0002:0003       46 [UI]      no dictionary entry: 1.2.840.113619.2.25.1...
0002:0010       20 [UI]      no dictionary entry: 1.2.840.10008.1.2.1
0002:0012       22 [UI]      no dictionary entry: 1.2.840.113619.6.48.2
0002:0013       10 [SH]      no dictionary entry: DCTOOL100
0002:0016        8 [AE]      no dictionary entry: JPEG2000
0008:0005       10 [CS]            character set: ISO_IR 100
    :
0008:0060        2 [CS]                 modality: CT
0008:0070       18 [LO]             manufacturer: GE MEDICAL SYSTEMS
0008:0080       18 [LO]        institution name: JFK IMAGING CENTER
0008:1010        8 [SH]             station name: CT01_OC0
0008:103E       14 [LO]      no dictionary entry: ROUTINE CHEST
0008:1090        8 [LO]     manufactorer's model: RHAPSODE
0009:0010       12 [LO]      no dictionary entry: GEMS_IDEN_01
0009:10E9        4 [SL]      no dictionary entry: 862399669
0010:0010       34 [PN]             patient name: JPEG 2000^Medical CT Lung
    :
0011:0010       12 [LO]      no dictionary entry: GEMS_PATI_01
0011:1010        2 [SS]      no dictionary entry: 0
0018:0010       14 [LO]     contrast/bolus agent: ISOVUE300/100
0018:0022       12 [CS]             scan options: HELICAL MODE
0018:0050        8 [DS]          slice thickness: 5.000000
0018:0060        4 [DS]                      kvp: 120
0018:0088        8 [DS]            slice spacing: 5.000000
    :
0018:1120        8 [DS]              gantry tilt: 0.000000
0018:1210        8 [SH]       convolution kernel: STANDARD
0018:5100        4 [CS]         patient position: FFS
0019:0010       12 [LO]      no dictionary entry: GEMS_ACQU_01
    :
0020:000D       40 [UI]       study instance uid: 1.2.840.113619.6.48.1.2...
0020:000E       42 [UI]      series instance uid: 1.2.840.113619.6.48.1.3...
0020:0010        6 [SH]                 study id: 24078
0020:0011        2 [IS]            series number: 2
0020:0012        2 [IS]       acquisition number: 2
0020:0013        2 [IS]             image number: 11
0020:0052       62 [UI]       frame of reference: 1.2.840.113619.2.30.1...
0020:1040        2 [LO]       position reference: SN
0020:1041       14 [DS]           slice location: -77.2040634155
    :
0028:0002        2 [US]        samples per pixel: 1
0028:0004       12 [CS]      photometric interp.: MONOCHROME2
0028:0010        2 [US]      image rows (height): 512
0028:0011        2 [US]    image columns (width): 512
0028:0030       18 [DS]             pixel spacing: 0.661468\0.661468
0028:0100        2 [US]           bits allocated: 16
0028:0101        2 [US]              bits stored: 16
0028:0102        2 [US]                 high bit: 15
0028:0103        2 [US]     pixel representation: 1
0028:1052        6 [DS]        rescale intercept: -1024
0028:1053        2 [DS]             rescale slope: 1
0029:0010       12 [LO]      no dictionary entry: GEMS_IMPS_01
    :
0043:0010       12 [LO]      no dictionary entry: GEMS_PARM_01
    :
0043:104E        4 [FL]      no dictionary entry: 1.093246e+09
7FE0:0010   524288 [OW]               pixel data:
```

3.5.3 Extraktion einzelner Datenelemente

Sollen in einem DICOM Verzeichnis alle Aufnahmen eines bestimmten Patienten oder überweisenden Arztes herausgesucht werden, dann ist es hilfreich, in einer gespeicherten DICOM Nachricht bzw. einer DICOM Datei nach genau diesen Datenelementen

suchen zu können. Zu diesem Zweck wurde das Programm getDicomEntry bereitgestellt, mit dem durch Angabe des Gruppen- und Elementbezeichners bzw. des Eintrages im *Data Dictionary* gezielt nach den zugehörigen Datenelementen gesucht und deren Inhalt ausgegeben werden kann.

Der Aufruf des Programms erfolgt durch Eingabe des Programmnamens, des Namens einer Datei, deren gespeicherte DICOM Nachricht ausgewertet werden soll sowie des jeweiligen Suchkriteriums. Die Suche über den Gruppen- und Elementbezeichner erfordert die genaue Kenntnis dieser Werte sowie deren Angabe in hexadezimaler Form. Liegt dieses Datenelement in der Nachricht vor, so führt diese Suche immer zu einem eindeutigen Ergebnis. Die textuelle Suche erfordert die Kenntnis des *Data Dictionary* mit seinen Einträgen, wobei ein eindeutiges Ergebnis nicht garantiert werden kann, da ein beschreibender Text in identischer Form mehrfach vergeben worden sein könnte. Dennoch ist eine textuelle Suche, bei der auch nur der Anfang einer Feldbeschreibung angegeben werden kann, insbesondere dann sinnvoll, wenn die numerischen Bezeichner nicht bekannt sind bzw. nicht vorliegen.

```
getDicomEntry dicomFile 10 10
getDicomEntry dicomFile “referring phys“
```

Die Suche nach Datensätzen von Patienten mit dem Namen „Mustermann“ im Unterverzeichnis dicom lässt sich mit dem Programm getDicomEntry unter UNIX wie folgt vornehmen[3]:

```
find ./images/dicom –exec getDicomEntry {} 10 10 \; | grep Mustermann
```

3.5.4 Darstellung der Bilddaten unter X11

Oftmals will man sich einen schnellen Überblick über die Bilddaten einer DICOM Nachricht verschaffen. Entsprechende Programme dazu gibt es mittlerweile bereits sehr viele und nach jeder Herstellermesse bzw. Fachkonferenz zu diesem Thema sind es mehr. Aus diesem Grund wurde lediglich ein ganz einfaches Programm zur Visualisierung der Bilddaten bereitgestellt. Das Programm xDicomView zeigt den Inhalt des Datenelementes 0x7FE0-0010 als Graustufenbild unter X11 an.

Der Aufruf des Programms erfolgt durch Eingabe des Programmnamens sowie des Namens einer Datei, deren gespeicherte DICOM Nachricht hinsichtlich der Bilddaten analysiert werden soll.

```
xDicomView dicomFile
```

Das Programm xDicomView ist nicht ohne Änderungen portierbar und hängt zudem auch noch von den Einstellungen des jeweiligen *X-Servers* ab. Getestet wurde es lediglich mit 8- und 24-Bit *Visuals*, unter Linux, HP-UX und IRIX. Der Programmcode liegt im Verzeichnis dicom/tools auf der beiliegenden CD vor und kann bei Bedarf verbessert werden (siehe Anhang B, Seite 187 ff.).

---

[3] Eine Hilfe zu den Kommandos find und grep befindet sich in den zugehörigen *”manual pages”* (man find, grep).

3.6 DICOM Datenimport in Amira

Mittels der vorangehend vorgestellten Hilfsprogramme konnte die Funktionalität der DICOM Importbibliothek demonstriert werden. In der nächsten Stufe muss diese in das Visualisierungssystem Amira integriert werden. Es sollen Dateien, in denen DICOM Nachrichten gespeichert sind, direkt über ein Dialogfenster ausgewählt und eingelesen, auf die wesentlichen Datenelemente des jeweiligen Datensatzes zugegriffen und deren Bilddaten mit Amira visualisiert sowie über mehrere Schichten dreidimensional rekonstruiert werden können.

Unter Amira stellen in zusammenhängenden Schichten gespeicherte Aufnahmewerte, wie sie von den tomographischen Verfahren geliefert werden, so genannte reguläre, dreidimensionale Skalarfelder dar. Zur Speicherung und Verarbeitung solcher Felder wird in Amira eine Klasse mit dem Namen HxRegScalarField3 verwendet. Wie bereits erwähnt, basiert das Visualisierungssystem auf einem objektorientierten Design und wurde überwiegend in der Programmiersprache C++ entwickelt. Die Klasse HxRegScalarField3 leitet sich von vielen anderen Klassen ab, deren Aufzählung und Erklärung den Rahmen dieser Arbeit sprengen würde. Die Klassenhierarchie sowie die Beschreibung aller einzelnen Klassen ist deshalb der Amira *Online*-Referenz zu entnehmen [Ami98].

Bei einer tomographischen Aufnahme ist es nicht zwingend erforderlich einen konstanten Abstand zwischen allen Schichten einzuhalten. Es kann durchaus vorkommen, dass diagnostisch relevante Bereiche des Patienten mit einem geringeren Schichtabstand untersucht werden als die übrigen Bereiche. Im Allgemeinen liegen jedoch äquidistante Schichten vor. Die Unterscheidung zwischen einem konstanten und variablem Schichtabstand spiegelt sich in den beiden von HxRegScalarField3 abgeleiteten Klassen HxUniformScalarField3 und HxStackedScalarField3 wider. Letztere erlaubt eine beliebige Verteilung der Schichten in Aufnahmerichtung. Das zu entwickelnde Importmodul hat die Aufgabe, die in Dateien gespeicherten DICOM Nachrichten, in Abhängigkeit vom Schichtabstand, in die jeweilige Klasse zu überführen, wozu das Modul hxDicom im Rahmen dieser Arbeit entwickelt und implementiert wurde. Das komplette Modul inklusive Programmcode befindet sich auf der beiliegenden CD im Verzeichnis Amira/packages/hxdicom (Anhang B, Seite 187 ff.).

3.6.1 Das Modul hxDicom

Bei der Entwicklung von Amira wurde auf eine weitgehende Einhaltung eines Modulkonzeptes geachtet, was bedeutet, dass die Kernfunktionalität des Visualisierungssystems strikt von den Datenobjekten, den Verarbeitungs- und Präsentationsmodulen getrennt ist. Neue Module können dabei unabhängig entwickelt und dynamisch (d.h. zur Ausführungszeit) zum Amira Basissystem hinzugefügt werden. Für externe Module wurde als Namenskonvention der Präfix 'hx', gefolgt von einem geeigneten Modulnamen vereinbart.

Beim Start von Amira werden spezielle ASCII Dateien auf ihre Existenz hin überprüft, eingelesen und ausgewertet. In solchen Dateien können u.a. neue Module bekannt gemacht werden, deren ausführbarer Code in so genannten *shared libraries* vorliegt, die zur Laufzeit zum Kern hinzu gebunden werden. Für das Modul hxDicom wurde folgender Eintrag in die Datei Amira/share/resources/hxdicom.rc eingefügt:

```
DataFile -name "Dicom Data" \
    -option "dicom"  \
    -file {1\.[0-9]\.[0-9][0-9]*\.[0-9]}  \
    -ext ".dcm"  \
    -load "hxReadDicom"  \
    -dso "libhxdicom.so"
```

Die *shared library* muss entweder unter dem Verzeichnis lib abgelegt werden, das sich im Installationsverzeichnis von Amira befindet (AMIRA_ROOT) oder unter dem Verzeichnis lib des eigenen Entwicklungsbereiches (AMIRA_LOCAL). Die zugehörigen Umgebungsvariablen werden zum Startzeitpunkt von Amira ausgewertet und müssen entsprechend gesetzt sein.

```
[t]csh:    setenv AMIRA_ROOT /usr/local/Amira
[ba]sh:    export AMIRA_ROOT=/usr/local/Amira

[t]csh:    setenv AMIRA_LOCAL $HOME/Amira
[ba]sh:    export AMIRA_LOCAL=$HOME/Amira
```

3.6.2 Dateiauswahl

In Amira erfolgt die Auswahl von Dateinamen über ein grafisches Dateiauswahlfenster, wobei mit der Maus Verzeichnis- und Dateinamen selektiert werden können (Bild 3.9). Dieses Dateiauswahlfenster erhält man durch Auswahl des Menüpunktes Load... aus dem Amira Hauptmenü File. Nach der Wahl eines Verzeichnisses werden alle darin befindlichen Verzeichnis- und Dateinamen in der Auswahlliste angezeigt, wobei initial der Inhalt des Verzeichnisses angezeigt wird, aus dem das Programm gestartet wurde.

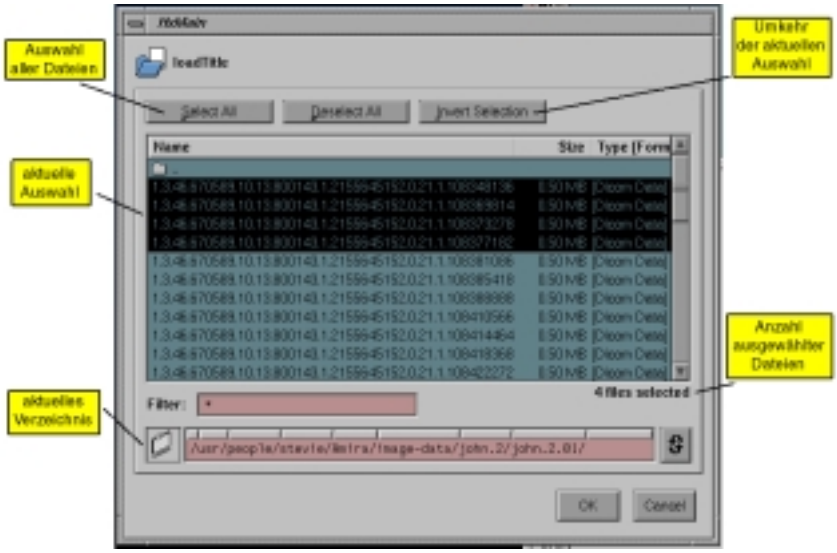

Bild 3.9: DICOM Dateiauswahl in Amira

In Amira gibt es die Möglichkeit Dateitypen registrieren zu können, so dass deren Typ anhand bestimmter Kriterien erkannt und im Dateiauswahlfenster in der Spalte Type [Format] angezeigt werden kann. Durch die Registrierung ist es möglich, für bekannte Dateiformate automatisch das entsprechende Importmodul auswählen und aufrufen zu können. Im einfachsten Fall erfolgt die Registrierung durch ein charakteristisches Suffix. Weiterhin gibt es die Möglichkeit nach ASCII Sequenzen innerhalb bestimmter Dateibereiche zu suchen. Für das Modul hxDicom erfolgt die Registrierung über die für DICOM Dateien typische Namensgebung, die sich aus einer Folge von Zifferngruppen zusammensetzt, die durch Punkte verbunden sind (Bild 3.10).

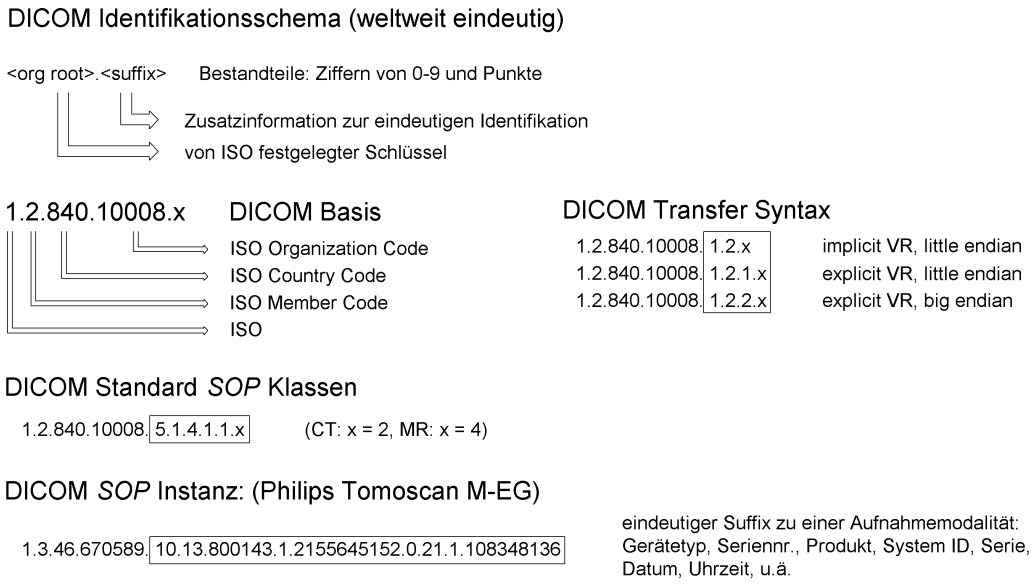

Bild 3.10: DICOM Identifikationsschema

Es können einzelne Dateien mit der Maus sowie mehrere Dateien bei gedrückter *Shift*-Taste zur Auswahl markiert werden. Diese Dateinamen sind im Auswahlfenster farblich unterlegt. Weiterhin besteht die Möglichkeit alle Dateien im Verzeichnis über die Schaltfläche Select All auszuwählen, alle ausgewählten Dateien über Deselect All wieder abzuwählen und die aktuelle Auswahl mittels Invert Selection umzukehren. Über das Eingabefeld Filter können auch so genannte *Wildcards* angegeben werden, mit denen sich Dateien über bestimmte Namensmuster auswählen lassen. Die Auswahl zusammenhängender Dateien durch Ziehen des Mauszeigers über die Listeneinträge bzw. Auswahl des ersten und letzten Namens bei gedrückter Strg- bzw. *Ctrl*-Taste ist derzeit noch nicht möglich.

Für den DICOM Datenimport ist die Wahl des richtigen Verzeichnisses und die Schaltfläche Select All von primärer Bedeutung. Auf diese Art werden alle Dateinamen einer Aufnahmereihe selektiert und nach Betätigung der Schaltfläche OK an das Modul hxDicom übergeben.

3.6.3 Übernahme der Daten

Nach Auswahl der Dateinamen wird die Methode readDicom() des Importmoduls hxDicom aufgerufen, der die Liste der Dateinamen sowie die Anzahl der ausgewählten Dateien übergeben wird. Die Methode readDicom() überführt mit Hilfe der in Abschnitt 3.4 vorgestellten DICOM Bibliothek alle Dateien in eine Liste von Objekten der Klasse TDicomFile, die anschließend je nach Schichtabstand und Zusammengehörigkeit in eine oder mehrere Objekte der Amira Klassen HxUniformScalarField3 oder HxStackedScalarField3 überführt werden. Die Entscheidung bzgl. der Zusammengehörigkeit spezifizierter Dateien erfolgt über die eindeutige Identifikation der Aufnahmeserie (*SOP Class UID*), des Patientennamens, des Aufnahmezeitpunktes sowie der Patientenidentifikation. Der Schichtabstand wird über den Inhalt des Datenelementes 0x0020-1041 (*Slice Location*) ermittelt. Jedes der neu erzeugten dreidimensionalen Skalarfelder wird in Amira als eigenständiges Datenobjekt mit dem Patientennamen oder der Identifikationsnummer registriert und kann anschließend mit Hilfe geeigneter Verarbeitungsmodule manipuliert bzw. über Präsentationsmodule visualisiert werden.

Vorgaben für den DICOM Datenimport in Amira waren die visuelle Kontrollmöglichkeit des Ladevorganges sowie die Möglichkeit seines Abbruchs. Da es sich bei tomographischen Aufnahmedaten um eine Vielzahl von Dateien mit einer Größe von z.B. einem halben Megabyte pro Datei handeln kann, die unter Umständen über langsame Netzwerkverbindungen geladen werden müssen, ist eine Ladezeit von einigen Minuten durchaus vorstellbar. Aus diesem Grund wurde in hxDicom eine visuelle Statusanzeige verwendet, in der die Anzahl der zu ladenden sowie der bereits geladenen Dateien textuell dargestellt wird. Zusätzlich wird diese Darstellung von einer Balkenanzeige unterlegt, die den Ladevorgang grafisch untermalt (Bild 3.11). Neben dieser Anzeige wurde eine Schaltfläche bereitgestellt, über die der Ladevorgang jederzeit abgebrochen werden kann. Alle bereits vollständig eingelesenen Dateien bleiben dabei zur weiteren Verarbeitung in Amira erhalten. Der Abbruch eines Ladevorganges wird im Amira *Console*-Fenster durch eine entsprechende Meldung signalisiert.

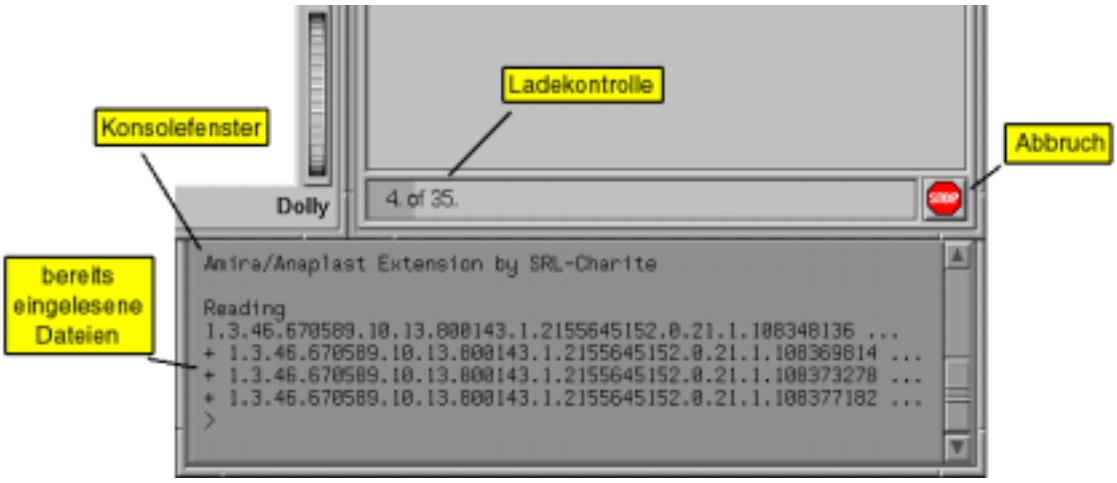

Bild 3.11: Visuelle Kontrolle des Ladevorganges

Beim Einlesen von CT-Daten (Image Modality = 'CT') wird der in einer DICOM Nachricht festgelegte Wertebereich von 0 bis 4095 automatisch in den HOUNSFIELD Bereich von -1000 bis 3095 verschoben. Weiterhin wird je nach erkannter Patientenlage (*Head First* oder *Feet First*) der Datensatz so eingelesen, dass die Aufnahmerichtung der positiven Z-Achse des Datensatzes entspricht. Als Letztes wird geprüft, ob die DICOM Datenelemente 0x0028-0105 bis -0107 (*smallest valid pixel, smallest pixel value, largest valid pixel* und *largest pixel value*) vorliegen und ggf. der zu visualisierende Grauwertbereich des Datensatzes entsprechend angepasst.

3.6.4 DICOM Datenelemente in Amira

Eine weitere Forderung für die Arbeit mit tomographischen Datensätzen in Amira war der unbeschränkte Zugriff auf alle aufnahmebegleitenden Daten. Diese liegen im DICOM Format als Datenelemente vor, wobei die Anzahl dieser Elemente variieren kann. Für das zu entwickelnde Planungssystem wurde aus diesem Grund eine Basismenge von Parametern definiert, die aus dem DICOM Datensatz extrahiert und an die Bilddaten „angeheftet" werden müssen (siehe Tabelle 3.5).

Tabelle 3.5: Pflichtparameter eines CT-Datensatzes

Parameter	**Datenelement**	**Beschreibung**
SopInstanceUID	0x0008-0018	Eindeutiger Bezeichner des Datenobjektes
PatientName	0x0010-0010	Vor- und Zuname des Patienten
PatientId	0x0010-0020	Identifikation des Patienten innerhalb der Klinik
PatientSex	0x0010-0040	Geschlecht des Patienten
PatientBirthdate	0x0010-0030	Geburtsdatum des Patienten
ImageDate	0x0008-0020	Datum der Aufnahme
ImageTime	0x0008-0030	Zeitpunkt der Aufnahme
Modality	0x0008-0060	Art des bildgebenden Systems (CT, MR usw.)
InstitutionName	0x0008-0080	Name der Klinik in der die Aufnahme erfolgte
SliceSpacing	0x0018-0088	Schichtabstand in mm (falls verfügbar)
SliceThickness	0x0018-0050	Schichtdicke in mm
PatientPosition	0x0018-5100	Lage des Patienten in Relation zum Scanner (HFx, FFx)
PatientOrientation	0x0020-0020	Orientierung des Patienten in Relation zum Tisch bzw. zur Aufnahmeebene
ImageRows	0x0028-0010	Anzahl der Zeilen einer Bildmatrix
ImageColumns	0x0028-0011	Anzahl der Spalten einer Bildmatrix
PixelSpacing	0x0028-0030	Dimensionen eines Bildpunktes innerhalb der Bildmatrix
BitsAllocated	0x0028-0100	Anzahl der Bits, die den Inhalt eines Aufnahmewertes repräsentieren
BitsStored	0x0028-0101	Anzahl der Bits, in denen der Aufnahmewerte gespeichert ist
HighBit	0x0028-0102	Höchstwertiges Bit des Aufnahmewertes

Diese Parameter werden unter dem angegebenen Namen in einem Amira Datenobjekt der Klasse HxParamBundle eingefügt und mit dem zugehörigen Skalarfeld, das die Aufnahmedaten repräsentiert, verbunden. Über einen so genannten Parameter-Editor lassen sich die Parameter anzeigen und bei Bedarf auch noch verändern (siehe Bild 3.12).

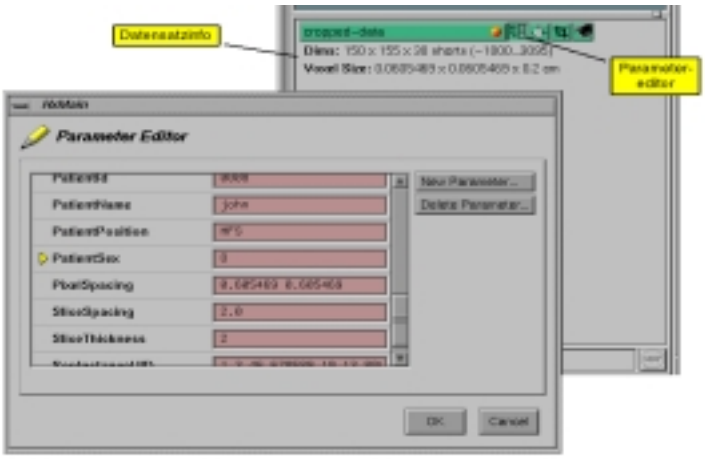

Bild 3.12: Zugriff auf die Aufnahmeparameter in Amira

3.7 Erweiterungsmöglichkeiten

Die Interpretation von ACR-NEMA/DICOM Daten sowie deren Import in das Visualisierungssystem Amira wurden in dieser Arbeit erfolgreich implementiert. Dennoch lässt sich sowohl die DICOM Importbibliothek als auch der DICOM Import in Amira an einigen Stellen verbessern.

Die in Abschnitt 3.4 vorgestellte Bibliothek zum Import von DICOM Nachrichten erlaubt derzeit noch keine Verarbeitung komprimierter Bilddaten. Des Weiteren lässt sich das *Data Dictionary* noch im großen Umfang erweitern, wobei diese Erweiterung dahingehend vorgenommen werden sollte, dass das Verzeichnis in eine externe ASCII Datei ausgelagert und zur Laufzeit ausgewertet wird. Dazu müsste der Programmcode in dicomDictionary.c nur noch einmal bzgl. der Auswertung einer solchen Datei geändert werden. Die Erweiterung der Verzeichnisdatei könnte dann jederzeit unabhängig vom Programmcode erfolgen, wodurch sich auch private Einträge aus den Übereinstimmungserklärungen der Hersteller in geeigneter Form berücksichtigen ließen.

Weiterhin sollte die Metainformation der Gruppe 2 gemäß Teil 10 des DICOM Standards ausgewertet und entsprechende Ergänzungen in den Dateien dicomPart10.c und dicomFirstElement.c vorgenommen werden. Dazu sind allerdings geeignete Testdaten (z.B. nach entsprechender Erweiterung der Tomoscan M-EG *Software*) sowie die verabschiedete Version der in dieser Arbeit verwendeten Vorabversion des Standards erforderlich [NEM94].

Bei den in Abschnitt 3.2 beschriebenen Hilfsprogrammen zur Arbeit mit medizinischen Bilddaten ließen sich die Programme signedToByte und unsignedToByte dahingehend verbessern, dass eine beliebige Parametrisierung der Wertebereiche über die Kommandozeile erfolgen könnte. Bei den Hilfsprogrammen zur Analyse von DICOM Daten (Abschnitt 3.5) wäre das Programm xDicomView noch stark verbesserungswürdig.

Für den klinischen Einsatz von Amira als Planungssystem sollte die DICOM Dateiauswahl wesentlich komfortabler gestaltet werden. Es ist zum Beispiel denkbar, die Daten direkt von einem DICOM *Service Class Provider* (SCP) mittels entsprechender DICOM Dienste (*Dicom Message Service Element, DIMSE*) anzufordern. Aber auch wenn die Daten aus dem Dateisystem geladen werden, ließe sich die Dateiauswahl in einigen Punkten deutlich verbessern. So wäre z.B. die vollständige Interpretation der DICOM Verzeichnis- und Dateinamen denkbar, die bereits Informationen zur Aufnahmeart, zum Aufnahmezeitpunkt und zum Patienten enthalten (siehe Bild 3.10). Diese Information wäre in aufbereiteter Form weitaus einfacher zu lesen als die weltweit eindeutigen und daher sehr langen Objektbezeichner. Aus den gespeicherten DICOM Nachrichten ließe sich ebenfalls der Patientenname bzw. andere relevante Information extrahieren und im Dateiauswahlfenster anzeigen. Die Darstellung der Bilddaten in Form von so genannten *Thumbnails* ist ebenfalls denkbar.

3.8 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde eine portierbare Programmbibliothek zum Import von ACR-NEMA/DICOM Daten vorgestellt. Mit dieser Bibliothek, deren Programmcode auf der beiliegenden CD im Verzeichnis dicom vorliegt, lassen sich alle an der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Charité Berlin anfallenden Daten einlesen und mit entsprechenden Programmen weiterverarbeiten. Die vorgestellten Hilfsprogramme erlauben dabei eine schnelle Analyse der vorliegenden Daten sowie den Test der Bibliotheksfunktionen. Die Bibliothek wurde erfolgreich in das Visualisierungssystem Amira des Konrad-Zuse-Zentrums für Informationstechnik (ZIB) eingebunden und ermöglicht den korrekten Import medizinischer Bilddaten im DICOM Format. In der weiteren Entwicklung des grafischen Planungssystems wurde ausschließlich diese Importbibliothek verwendet, so dass ein ausreichender Verifikationszeitraum vorlag. Der Programmcode des DICOM Importmoduls für Amira befindet sich auf der beiliegenden CD im Verzeichnis Amira/packages/hxdicom (siehe Anhang B, Seite 187 ff.).

4 Automatische Detektion von Registrierungsmarkern

Zur intraoperativen Nutzung von aus medizinischen Bilddaten gewonnenen, dreidimensionalen Planungsdaten muss ein Zusammenhang zwischen diesen Daten und der im Operationssaal vorliegenden Patientenposition und -geometrie hergestellt werden. Das bedeutet im Idealfall, dass über einen Aufnahmewert aus den Planungsdaten, entsprechend der zugrundeliegenden räumlichen Auflösung des Aufnahmesystems, wieder eindeutig auf das zugehörige Gewebevolumen am Patienten geschlossen werden kann. Diese eindeutige Zuordnung ist jedoch aufgrund von Abbildungs- und Diskretisierungsfehlern, Deformationen, rechnerischen und mechanischen Ungenauigkeiten sowie eines fehlenden Bezugssystems nicht gewährleistet. Für die Entwicklung und Nutzung eines chirurgischen Planungssystems müssen deshalb Möglichkeiten geschaffen werden, Planungsvorgaben, in Form von Positionen und Trajektorien, mit einer geforderten Genauigkeit im Rahmen des chirurgischen Eingriffes umsetzen zu können.

In diesem Kapitel wird ein kurzer Überblick über die Möglichkeiten der Umsetzung dreidimensionaler Planungsdaten auf eine vorliegende Operationssituation gegeben und das Verfahren der Nutzung so genannter Registrierungsmarker vorgestellt, über das die Planungsvorgaben des in dieser Arbeit entwickelten Planungssystems intraoperativ umgesetzt werden sollen. Im Anschluss werden die physikalischen und mathematischen Grundlagen zur Extraktion von Registrierungsmarkern aus tomographischen Aufnahmedaten ausführlich behandelt und die in dieser Arbeit implementierte Programmbibliothek vorgestellt, mit der eine automatische Extraktion, Klassifikation und Lageerkennung unterschiedlicher Markertypen ermöglicht wird. Anhand von Testdatensätzen und einem einfachen Testprogramm erfolgt eine Überprüfung der Markerdetektion.

Abschließend wird auf die Erweiterung des am Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin entwickelten Visualisierungssystems Amira eingegangen, für das ein Modul implementiert wurde, welches unter Nutzung der genannten Programmbibliothek eine Schnittstelle zur Detektion und Visualisierung von Registrierungsmarkern in tomographischen Datensätzen bereitstellt. Als Resultat der Markerdetektion liegen Lage, Orientierung und Typ aller im jeweiligen CT-Datensatz erkannten und ggf. manuell korrigierten Registrierungsmarker vor, die mit den speziell aufbereiteten Bilddaten an ein Ausführungssystem exportiert werden sollen, über das letztendlich die eigentliche Registrierung und Planungsumsetzung erfolgt.

4.1 Registrierung

Legt man dreidimensionalen Planungsdaten ein durch das Aufnahmesystem vorgegebenes, räumliches Koordinatensystem zugrunde, das in das Koordinatensystem des Patienten zum Zeitpunkt der Operation überführt werden soll, dann bezeichnet man diesen Vorgang der Koordinatentransformation als Registrierung. Für die Registrierung sind so genannte Referenzpunkte erforderlich, deren Anordnung zueinander fest und bekannt sein muss. Als Referenzpunkte lassen sich entweder charakteristische anato-

mische Merkmale nutzen, die sowohl in den Aufnahmedaten als auch am Patienten eindeutig lokalisiert werden können und deren relative Lage sich zwischen dem Zeitpunkt der Aufnahme und der Operation nicht verändert, oder es können externe, künstliche Merkmale am Patienten fixiert werden, die im Rahmen der Bildgebung ein definiertes Signal liefern. Bei der Verwendung externer Merkmale existiert allerdings das Problem, dass diese ortsfest am Patienten angebracht werden müssen. Optimal ist eine Verankerung an statischen Knochenstrukturen. Jede Verschiebung, wie sie bei auf der Haut fixierten Markern leicht auftreten kann, führt zu einem Registrierungsfehler, der sich nur durch eine erhöhte Anzahl von Markern kompensieren lässt.

Angenommen die Referenzpunkte sind ortsfest bzw. die Abweichung kann bzgl. der geforderten Genauigkeit vernachlässigt werden, dann beschreibt diese Punktmenge einen so genannten starren Körper. Die Lageänderung eines starren Körpers lässt sich mathematisch durch affine Transformationen wie Translation, Rotation und ggf. Skalierung beschreiben, über die alle zugehörigen Objektpunkte ineinander überführt werden können. Handelt es sich nicht um einen starren, sondern um einen deformierbaren Körper, dann müssen zusätzliche Maßnahmen zur Registrierung ergriffen werden, auf die in dieser Arbeit jedoch nicht weiter eingegangen wird [RSS+97].

In der radiologischen Diagnostik wird eine Registrierung schon seit Langem zur Analyse von zeitlich versetzten Aufnahmen eines Patienten herangezogen. Sollen z.B. Röntgenbilder eines Tumorgebietes im Hinblick auf die Tumorgröße verglichen werden, so müssen Größe, Lage und Orientierung des umgebenden Gebietes in Übereinstimmung gebracht werden. Erst wenn das Bezugskoordinatensystem feststeht, kann eine Quantifizierung der veränderten Tumorgröße zur Wachstumsüberwachung oder zur Nachuntersuchung bei einer Bestrahlungsbehandlung erfolgen. Auch die Registrierung der Bilddaten unterschiedlicher bildgebender Verfahren (CT, MR usw.) ist ein aktuelles Thema zur Verbesserung der diagnostischen Möglichkeiten [Kru97]. Einen guten Überblick über die Registrierung zweidimensionaler Aufnahmeinformation liefert u.a. die Arbeit von Lisa G. Brown [Bro92].

Im Bereich der computergestützten Chirurgie muss oft eine Registrierung zwischen 3D Modell und Patient erfolgen, so dass die Planungsdaten intraoperativ genutzt und mit maximaler Genauigkeit auf den Patienten umgesetzt werden können. Hierbei wird durch das Aufnahmesystem ein Bezugskoordinatensystem festgelegt, in dem sich der Patient zum Zeitpunkt der Aufnahme befand und das mit den tomographischen Aufnahmedaten inhärent vorliegt. Aus diesen Daten wird ein dreidimensionales Modell des Patienten rekonstruiert, an dem die Planung erfolgt. Für die Umsetzung der Planung muss das Modellkoordinatensystem wieder in das Patientenkoordinatensystem überführt werden, so wie es für den chirurgischen Eingriff im OP vorgefunden wird (Bild 4.1). Alle Werkzeugpositionen und -trajektorien müssen sich letztendlich auf dieses Koordinatensystem beziehen, wozu wieder eine Registrierung und auch eine Kalibrierung der mechanischen Komponenten erforderlich wird. Für eine detaillierte Beschreibung der Möglichkeiten und Probleme bei der 3D Registrierung sei an dieser Stelle z.B. auf die Arbeiten von Stéphane Lavallée verwiesen [LCT97, Lav96].

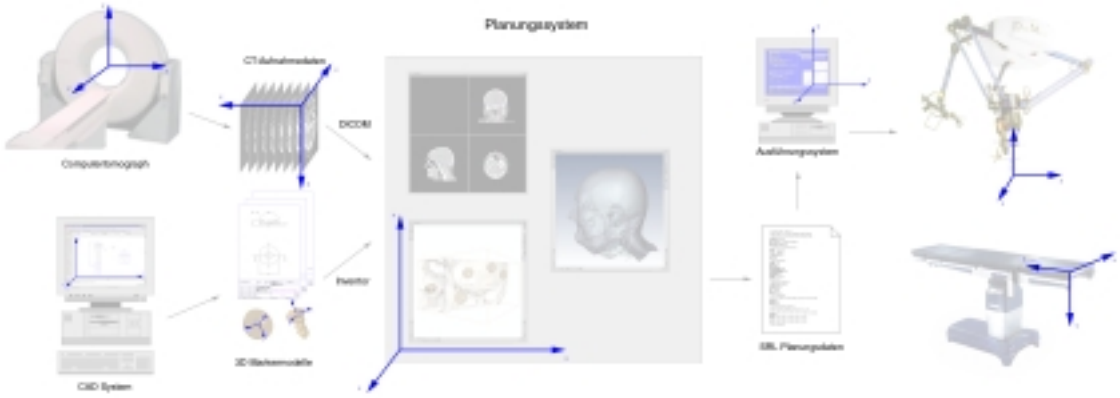

Bild 4.1: Registrierung unterschiedlicher Koordinatensysteme

Die Registrierung kann grob in die folgenden drei Arbeitsschritte gegliedert werden:

1. Festlegung der Koordinatensysteme sowie der erforderlichen Transformationsbeziehungen
2. Bestimmung der erforderlichen Anzahl von Referenzpunkten in den Koordinatensystemen
3. Berechnung der Lagedifferenzen zwischen zusammengehörigen Referenzpunkten und Bestimmung der Transformationsparameter

4.1.1 Modell- und Patientenkoordinatensystem

Als Modellkoordinatensystem M wird das Koordinatensystem definiert, das sich aus den CT-Daten ableitet und in dem die Planung vorgenommen wird. Die Lage des Patienten auf dem Operationstisch legt das Patientenkoordinatensystem P fest, in dem die Planungsumsetzung erfolgt. Für die Registrierung ist die Transformationsfunktion T gesucht, die alle Punkte aus M nach P überführt (4.1).

$$P = T(M) \tag{4.1}$$

Die Transformationsfunktion T setzt sich, unter der Annahme der Lageänderung starrer Körper, aus einer Rotation r, einer homogenen Skalierung s und einer Translation t zusammen. Das daraus resultierende Gleichungssystem zur Überführung von Modell- in Patientenkoordinaten ergibt sich dann wie folgt:

$$\begin{pmatrix} x_P \\ y_P \\ z_P \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{pmatrix} + sR \cdot \begin{pmatrix} x_M \\ y_M \\ z_M \end{pmatrix} \quad \text{mit } R \text{ als Rotationsmatrix} \tag{4.2}$$

4.1.2 Koordinatentransformation

Liegen in unterschiedlichen Koordinatensystemen korrespondierende Punkte eines Körpers vor, so können diese ineinander überführt werden. Dazu sind die drei Komponenten des Translationsvektors t sowie die neun Elemente der Rotationsmatrix R gesucht. Zur Lösung des Gleichungssystems müssen demnach entweder vier Referenzpunkte mit jeweils drei Koordinaten in den Koordinatensystemen M und P oder jeweils ein Referenzpunkt mit seinen drei Koordinaten sowie die zugehörigen drei Rotationswinkel um die Koordinatenachsen bekannt sein. Die Referenzpunkte können dabei z.B. durch die Registrierungsmarker gegeben sein, die sowohl im Modellkoordinatensystem als auch am Patienten lokalisiert werden müssen. Diese Lokalisierung kann u.a. durch optische oder mechanische Messverfahren erfolgen. Zur Bestimmung der Positionen und Orientierungen der Marker in den CT-Daten werden Verfahren der digitalen Bildverarbeitung benötigt.

4.1.3 Fehlerminimierung

Die Berechnung der Transformationsparameter aus der Mindestanzahl von Referenzpunkten hat den Nachteil, dass sich Fehler in den Positionen der Marker stark auf das Registrierungsergebnis auswirken können. Ein Unterschied zwischen der Lage korrespondierender Referenzpunkte ist jedoch nicht auszuschließen, da die Bestimmung der Positionen aus dem CT-Datensatz von der räumlichen Auflösung des bildgebenden Systems sowie der Genauigkeit des Detektionsverfahrens abhängt und die Lokalisierung der Marker am Patienten von der Genauigkeit des jeweiligen Messverfahrens und der Beweglichkeit der Marker. Durch die Verwendung redundanter Information kann im Gegensatz zur eindeutigen Lösung des linearen Gleichungssystems der Gesamtfehler ε minimiert werden (4.3).

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^{N} \left\| p_i - m_i \cdot sR + t \right\|^2 \qquad \text{mit } N > 3 \tag{4.3}$$

Es wird hierbei angenommen, dass sich die Referenzpunktpaare m und p nicht nur durch Rotation und Translation unterscheiden (dann gäbe es eine Lösung mit $\varepsilon = 0$), sondern dass zusätzlich zu jedem Referenzpunktpaar eine Fehlpositionierung vorliegt, die als Translationsvektor v_i in die Berechnung mit einfließt (4.4).

$$p_i = m_i \cdot sR + t + v_i \tag{4.4}$$

Die Minimierung von Gleichung (4.3) unter Berücksichtigung von (4.4) führt dabei zu einer mit der Anzahl N der Referenzpunktpaare steigenden Verbesserung der Bestimmung von Rotation und Translation der zu registrierenden Koordinatensysteme, wobei davon ausgegangen wird, dass die Fehlpositionierungen gleichverteilt um den Nullvektor vorliegen. Der minimale Registrierungsfehler ergibt sich demnach aus der kleinsten Summe aller quadratischen Abweichungen.

4.2 CT-Registrierungsmarker

Zum Zwecke der Registrierung werden an der Klinik für Mund-, Kiefer und Gesichtschirurgie der Charité Berlin in der Regel Markertypen verwendet, die auf die Haut des Patienten aufgeklebt werden. Solche Markertypen wurden als erste Vorgabe auch für den Entwurf des Planungssystems für die Epithetik vorgeschlagen. Hierbei ist allerdings zu bedenken, dass solche Marker nach der tomographischen Aufnahme weder in ihrer Lage verändert noch entfernt werden dürfen. Diese Forderung kann jedoch nur dann erfüllt werden, wenn der Zeitraum zwischen der Aufnahme und dem chirurgischen Eingriff kurz ist. Im Schlaf können aufgeklebte Marker leicht abfallen und auf fettiger Haut verrutschen. Ein Waschen der betroffenen Stellen ist ebenfalls problematisch.

Weiterhin ist es prinzipiell von Vorteil möglichst große Markertypen zu verwenden, die im Rahmen der Bildgebung gut erkannt werden können. Je größer die Marker sind, desto größer ist jedoch auch die Gefahr, deren Lage ungewollt zu verändern. Aus diesem Grund wurde als zusätzlicher Markertyp auch eine Knochenschraube berücksichtigt, die sich aufgrund ihrer Kopfform ebenfalls zur Registrierung eignet. Die Verwendung von Knochenschrauben kann allerdings nur in besonderen Fällen in Frage kommen, da sie einen präoperativen, invasiven Eingriff erforderlich macht, der in seiner Notwendigkeit gerechtfertigt sein muss.

Die zur Verfügung stehenden Registrierungsmarker sind alle für den Einsatz in der Röntgen-Computertomographie konzipiert und besitzen demzufolge einen hohen Absorptionskoeffizienten bzgl. Röntgenstrahlung. Bei den Hautmarkern handelt es sich zum einen um zylindrische Marker aus einer Aluminium-Mangan Legierung mit Kleberücken und zum anderen um auf einer runden Klebefolie fixierte Bleikugeln. Die Marker, die eine maximale Ausdehnung zwischen 1,5 und 12 Millimeter besitzen, sind in Bild 4.2 maßstäblich verdeutlicht.

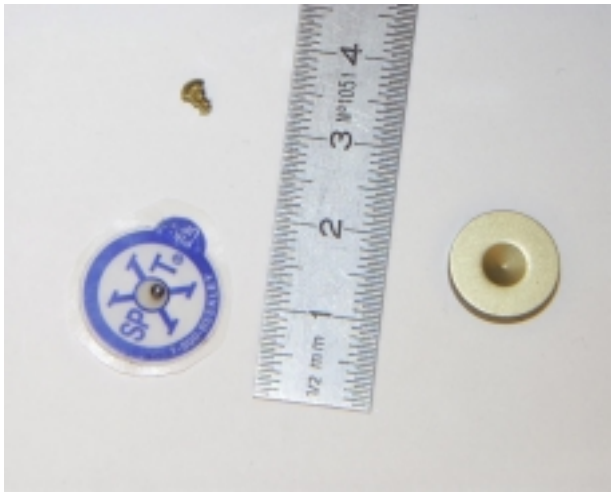

Bild 4.2: CT Registrierungsmarker

4.2.1 Philips Easy Guide

Philips Marker vom Typ Easy Guide bestehen aus einer Aluminium-Mangan Legierung (AlMg) und besitzen die Form einer zylindrischen Kreisscheibe mit einer kegelförmigen Einbuchtung auf einer Seite. Auf der gegenüberliegenden Seite befindet sich eine Klebefläche, mit der diese Marker fixiert werden können. Die Kreisscheibe hat einen Durchmesser von 12 Millimeter und eine Höhe von 2 Millimeter. Der Markerreferenzpunkt zur Registrierung liegt im Zentrum der Kreisscheibe (siehe Bild 4.3).

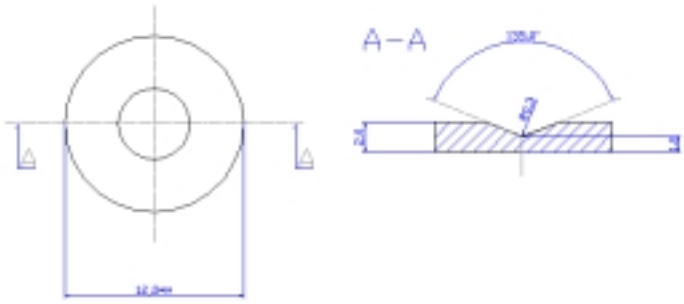

Bild 4.3: Philips Marker Easy Guide

Marker dieses Typs eignen sich vornehmlich für den Einsatz auf ebenen Hautflächen mit direkt darunter liegendem Knochen. Solche Marker lassen sich zwar prinzipiell auf allen Hautbereichen anbringen, wobei geringfügige Unebenheiten oder Wölbungen über die Klebefläche ausgeglichen werden können, für einen festen Sitz bietet sich allerdings die Fixierung auf immobilen Hautpartien an, wie sie im Bereich des Hirn- oder Gesichtsschädels vorliegen. Diese Hautbereiche sollten vor der Befestigung entfettet werden, damit die Marker nicht so schnell verrutschen. Aufgrund ihrer Größe ist ein versehentliches Entfernen der Philips Marker leicht möglich.

Messungen mit dem Philips Tomoscan M-EG lieferten für Philips Marker vom Typ Easy Guide ein deutliches Signal im Bereich zwischen 1300 und 1800 HOUNSFIELD Units (siehe Bild 4.4). Hierbei ist jedoch zu beachten, dass aufgrund des so genannten Partialvolumen-Effektes Randbereiche des Markers in Abhängigkeit von der Pixelauflösung sowie des gewählten Schichtabstandes nicht mehr vollständig in den oben genannten HOUNSFIELD Bereich fallen. Ist ein diskretes Volumenelement (Voxel) im Raum zur Hälfte mit AlMg aufgefüllt und zur anderen Hälfte mit Luft, dann wird dieses Voxel in den CT-Daten als Mittelwert der zugehörigen HOUNSFIELD Einheiten repräsentiert. Bei der Segmentierung mit einem festen Schwellenwert von z.B. 1500 HU ist das erkannte Volumen des Markers somit stets kleiner als das tatsächlich vorliegende. Je nachdem, wie die Segmentierungsschwelle gewählt wird und welche Materialien an den Marker angrenzen, kann sich eine Verschiebung des Schwer- bzw. Referenzpunktes der Markerregion innerhalb der CT-Daten um die Ausdehnung eines Voxels einstellen. Kritisch sind Aufnahmen mit einem Schichtabstand von 2 Millimeter und mehr, wenn Marker des Typs Easy Guide parallel zur Schichtebene liegen. In diesem Fall erfolgt eine deutliche Unterabtastung, bei der eine verlässliche Registrierung nicht mehr gewährleistet werden kann.

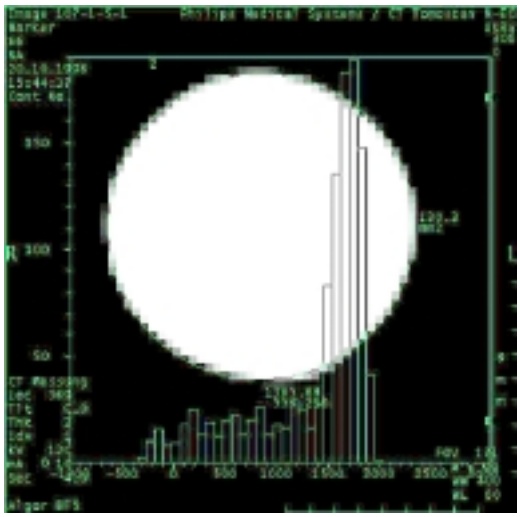

Bild 4.4: HOUNSFIELD Bereich des Philips Easy Guide

Die schwellenwertabhängige Bestimmung der Markerregion aus den CT-Daten liefert in Abhängigkeit von der gewählten Segmentierungsschwelle die in Bild 4.5 gezeigten Ergebnisse. Hierbei wurden von links oben nach rechts unten die Schwellenwerte 1000, 1300, 1600 und 1900 HU verwendet. Visuell lässt sich der Markertyp *inklusive* Referenzpunkt nur in den oberen beiden Abbildungen bestimmen. Ein automatisches Verfahren würde bei einer zu hoch gewählten Schwelle, ohne Berücksichtigung von Zusatzinformation, bei der Bestimmung der Markerorientierung scheitern, da die charakteristische Einbuchtung nicht mehr aus den Daten extrahiert werden kann.

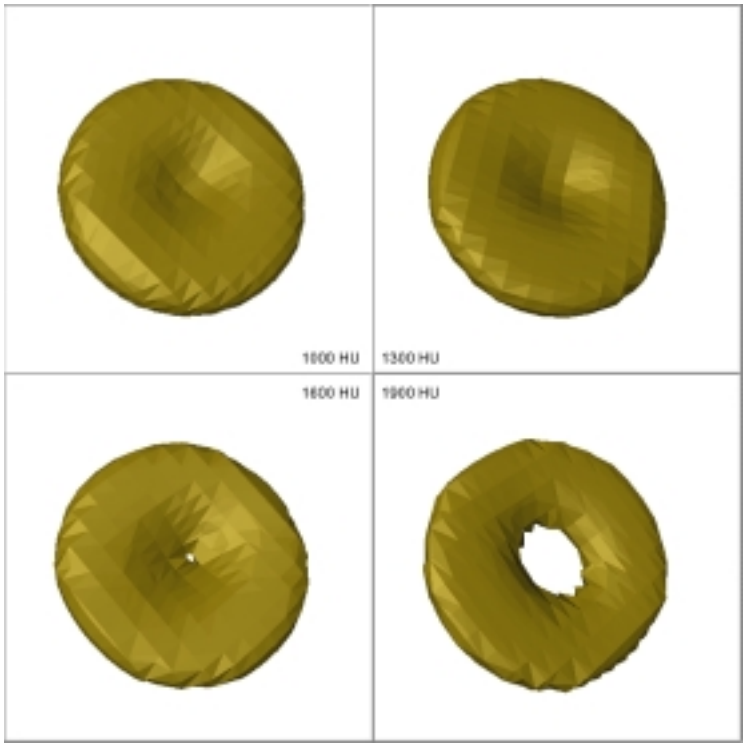

Bild 4.5: Schwellenwertabhängige Segmentierungsergebnisse

Für ein automatisches Detektions- und Klassifikationsverfahren ist es erforderlich, neben der Absorptionseigenschaft des Markers, weitere objektbeschreibende Kenngrößen heranzuziehen. Dazu gehören z.B. das Volumen, die Oberfläche, Trägheitsradien, Formcharakteristik uvm. Diese Parameter müssen aus den CT-Daten für jeden potentiellen Marker ermittelt und mit den Werten bekannter Markertypen verglichen werden, wobei das Klassifikationsergebnis je nach Güte der vorliegenden Daten und Menge der objektbeschreibenden Parameter variiert. Ziel sollte es sein, den Markertyp anhand seiner Eigenschaften aus den CT-Daten erkennen und dessen Lage und Orientierung möglichst genau bestimmen zu können.

Für die Beschreibung der Markereigenschaften wird ein lokales Koordinatensystem definiert, dessen Referenzpunkt im Zentrum des Zylinders bzw. an der Spitze der kegelförmigen Ausbuchtung liegt. Der Referenzpunkt bildet für die in Tabelle 4.1 aufgeführten Kenngrößen den Koordinatenursprung. Die Orientierung des Markers hängt von seinen Hauptträgheitsmomenten sowie der Differenz aus Schwer- und Referenzpunkt ab. Die Hauptträgheitsmomente resultieren aus der Massenverteilung um den Schwerpunkt [Kuy97]. Die Berechnung der Trägheitsmomente erfolgt über den für Aluminiumlegierungen typischen Dichtewert von 2,75 g/cm^3. Für die Klassifizierung werden jedoch vorerst nur die Verhältniszahlen der Trägheitsmomente verwendet, über die eine Aussage bzgl. der Symmetrie des Markers getroffen werden kann. Die Trägheitsradien ergeben sich aus den entsprechenden Trägheitsmomenten eines um den Schwerpunkt liegenden Ellipsoids [Gol72].

Tabelle 4.1: Kenngrößen eines Philips Markers vom Typ Easy Guide

HOUNSFIELD Bereich	1300 – 1800 HU
Volumen	220 mm^3
Oberfläche	300 mm^2
Referenzpunkt (x/y/z)	0,0 / 0,0 / 0,0 mm
Begrenzungsvolumen (x/y/z)	-6,0 ... 6,0 / -6,0 ... 6,0 / -1,0 ... 1,0 mm
Schwerpunkt (x/y/z)	0,0 / 0,0 / 0,0223 mm
Trägheitsmomente (x/y/z)	1 / 1 / 2
Trägheitsradien (x/y/z)	3,1 / 3,1 / 4,3 mm

Nach einer Klassifikation kann der erkannte Markertyp durch seine korrekte geometrische Repräsentation ersetzt und im Zusammenhang mit dem Patientenmodell visualisiert werden. Die Visualisierung der korrekten Markergeometrie erleichtert die Kontrolle und Registrierung, bei der jedem Marker im Modellkoordinatensystem der entsprechende Marker am Patienten zugeordnet werden muss. Aus diesem Grund wurde anhand der Markergeometrie ein 3D CAD-Modell erstellt, über das automatisch die in Tabelle 4.1 aufgeführten Kenngrößen berechnet werden können [Omu98]. Das in Bild 4.6 gezeigte CAD-Modell des Philips Markers dient als Grundlage zur Klassifikation durch Mustervergleich (*Template Matching*) und zur Visualisierung dieses Markertyps.

Bild 4.6: 3D CAD-Modell eines Philips Markers vom Typ Easy Guide

4.2.2 Beekley Spot

Beekley Spot Marker sind Kugeln aus Blei (Pb), die auf einer runden Klebefolie fixiert sind und einen Durchmesser von 1,5 Millimeter besitzen. Der Markerreferenzpunkt liegt im Zentrum der Kugel, wobei zur Registrierung der Kugelradius über eine entsprechende Messsonde (*Probe*) berücksichtigt werden muss. Beekley Spots werden ebenfalls auf die Hautoberfläche aufgeklebt, lassen sich aber aufgrund ihrer Größe und der flexiblen Klebefolie weitaus universeller einsetzen als die in Abschnitt 4.2.1 beschriebenen Philips Marker. Der Untergrund muss nicht zwingend eben sein, doch sollten die zu markierenden Hautbereiche ebenfalls mittels geeigneter Substanzen entfettet werden, damit ein dauerhafter Halt gewährleistet ist. Ein versehentliches Ablösen der Marker, z.B. im Schlaf, ist bei diesem Markertyp im Gegensatz zu den Philips Markern weitaus unwahrscheinlicher.

Messungen mit dem Philips Tomoscan M-EG lieferten für Beekley Spot Marker ein deutliches Signal über 2000 HOUNSFIELD Units (siehe Bild 4.7). Auch hier ist der bereits erwähnte Partialvolumen-Effekt bei der Bestimmung der Markerregion zu berücksichtigen. Geht man z.B. von einem Aufnahmebereich von 25×25 cm^2 aus, der mit einer räumlichen Auflösung von 512×512 Punkten abgetastet wird, dann liegt die Größe eines Bildelementes (Pixel) bei $0{,}49 \times 0{,}49$ mm^2. Daraus resultiert, dass innerhalb einer durch den Markerreferenzpunkt verlaufenden Schicht, lediglich 4 bis maximal 9 Pixel einen Aufnahmewert repräsentieren, der einen Beitrag zur Erkennung des Markers leistet. Aus diesem Grund sollten bei Verwendung dieses Markertyps nur kleine Regionen mit einer Ausdehnung von maximal 10×10 cm^2 untersucht werden. Bezüglich der Schichtdicke und des Schichtabstandes liegt man bei der Größe der Beekley Spots immer an der Grenze zur Unterabtastung. Bei konventionellen Computertomographen ist ein Schichtabstand von 2 mm und mehr, bei einer Schichtdicke von 1 mm, im Hinblick auf die automatische Erkennung und Klassifikation der Marker sowie einer genauen Registrierung bereits problematisch.

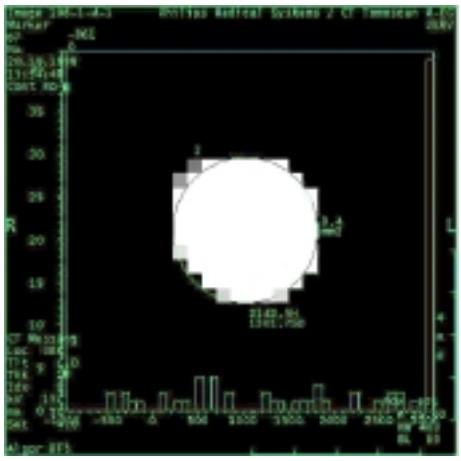

Bild 4.7: HOUNSFIELD Bereich eines Beekley Spots

Die schwellenwertabhängige Bestimmung der Markerregion aus den CT-Daten liefert in Abhängigkeit von der gewählten Segmentierungsschwelle die in Bild 4.8 gezeigten Ergebnisse. Hierbei wurden von links oben nach rechts unten die Schwellenwerte 1500, 2000, 2500 und 3000 HU verwendet. Die Aufnahme erfolgte mit einem Schichtabstand von 2 mm und einer Schichtdicke von ebenfalls 2 mm. In den ersten beiden Abbildungen ist der Marker noch deutlich zu erkennen, doch mit steigender Segmentierungsschwelle macht sich der Partialvolumen-Effekt bemerkbar, bei dem Randbereiche des Markers diesem nicht mehr zugeordnet werden. Aufgrund des hohen Schichtabstandes im Verhältnis zur Ausdehnung des Markertyps ist dieser bei zu hoch gewählter Segmentierungsschwelle nur noch in einer Schicht zu erkennen. Zwischen den Schichten müsste in Abhängigkeit von der erkannten Markerfläche linear interpoliert werden.

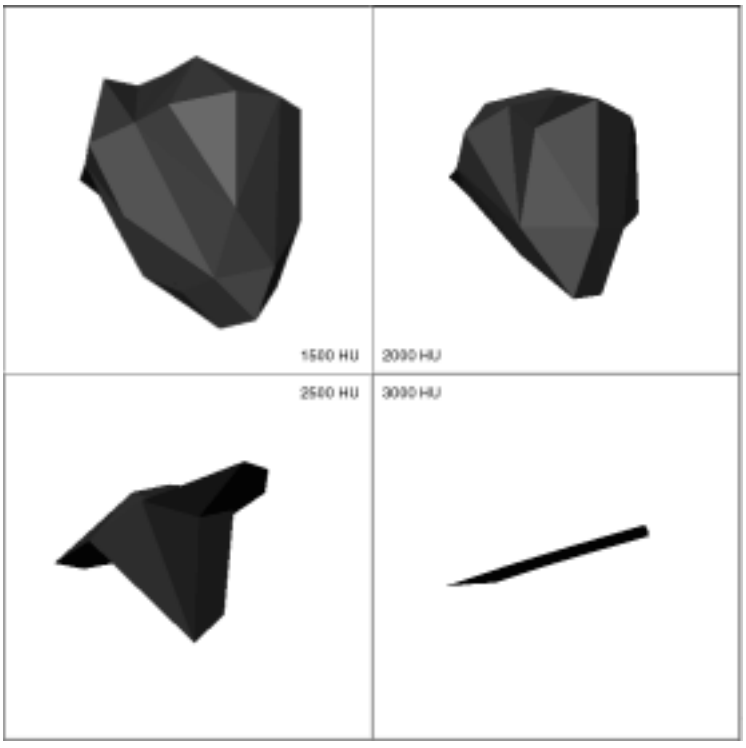

Bild 4.8: Schwellenwertabhängige Segmentierungsergebnisse

Auch für diesen Markertyp wurden die charakteristischen Kenngrößen berechnet, die in Tabelle 4.2 zusammengefasst sind. Der Referenzpunkt ist durch das Zentrum der Kugel gegeben und fällt mit dem Schwerpunkt zusammen. Für die Berechnung der Trägheitsmomente wurde eine Dichte von 1 g/cm^3, statt des für Blei typischen Wertes von 11,34 g/cm^3 zugrunde gelegt, da zur Klassifikation des kugelförmigen Markertyps wieder nur das charakteristische Verhältnis der Trägheitsmomente von Bedeutung ist.

Tabelle 4.2: Kenngrößen eines Beekley Spots

HOUNSFIELD Bereich	2000 – 3095 HU
Volumen	1,77 mm^3
Oberfläche	7,07 mm^2
Referenzpunkt (x/y/z)	0,0 / 0,0 / 0,0 mm
Begrenzungsvolumen (x/y/z)	-0,75 ... 0,75 / -0,75 ... 0,75 / -0,75 ... 0,75 mm
Schwerpunkt (x/y/z)	0,0 / 0,0 / 0,0 mm
Trägheitsmomente (x/y/z)	1 / 1 / 1
Trägheitsradien (x/y/z)	0,47 / 0,47 / 0,47 mm

4.2.3 Leibinger Knochenschraube

Leibinger ® Knochenschrauben dienen eigentlich zur Fixierung von Miniplatten, die für die Verbindung von Knochenfragmenten verwendet werden. Die Titanschrauben lassen sich allerdings aufgrund ihrer spezifischen Kopfform und der dem Material inhärenten Absorptionseigenschaften auch für die Registrierung einsetzen. Der Schraubenkopf hat einen Durchmesser von 3 mm und besitzt in seinem Zentrum eine definierte 0,9 mm Bohrung mit vorgegebener Tiefe (siehe Bild 4.9). Die Schraubenlänge variiert je nach Typ zwischen 4 und 19 mm. Der Vorteil bei der Verwendung von Knochenschrauben als Registrierungsmarker liegt in der absolut starren Verbindung des Referenzpunktes mit dem Knochen, woraus eine verbesserte Genauigkeit bei der Registrierung resultiert. Die Verwendung von Knochenschrauben kommt jedoch nur bei komplizierten Eingriffen mit einer hohen geforderten Präzision in Frage, die eine invasive Verankerung von Registrierungsmarkern bedingen.

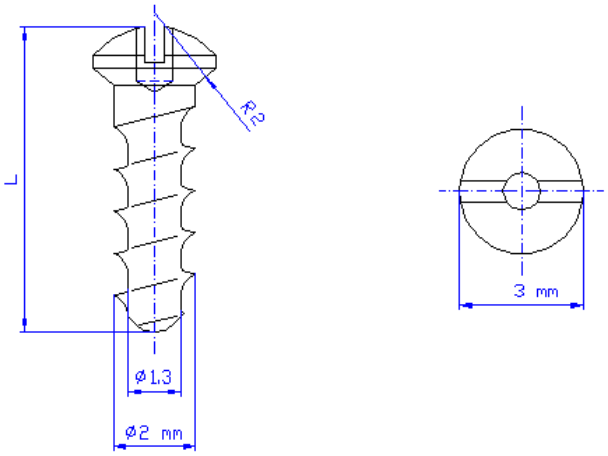

Bild 4.9: Leibinger Knochenschraube

Messungen mit dem Philips Tomoscan M-EG lieferten für Leibinger Knochenschrauben, im Gegensatz zu den beiden anderen Markertypen, keine so deutliche Segmentierungsschwelle. Aufgrund der sehr unregelmäßigen Oberflächenstruktur liegt eine breite Streuung der Aufnahmewerte vor, die auf den Partialvolumen-Effekt zurückzuführen ist. Dem Histogramm in Bild 4.10 kann eine Anhäufung von Werten im Bereich zwischen 2000 und 2200 HU entnommen werden. Dieser Bereich ließ sich bei einer visuellen Kontrolle nach entsprechender Segmentierung bestätigen, wobei eine Tendenz zu niedrigeren Werten vorliegt.

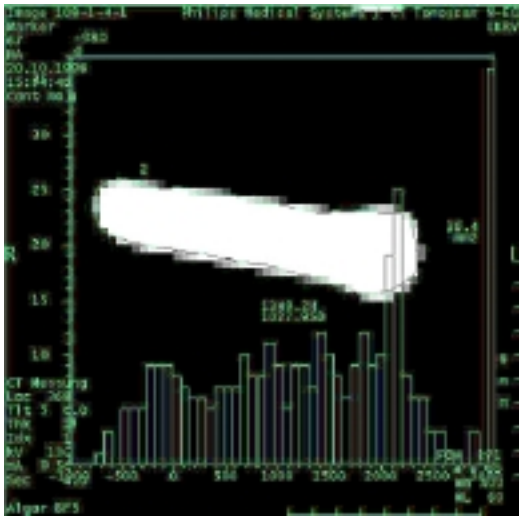

Bild 4.10: HOUNSFIELD Bereich der Leibinger Knochenschraube

Aus den CT-Daten lässt sich aufgrund der feinen Oberflächenstrukturen keine brauchbare 3D Darstellung der Schraube rekonstruieren (Bild 4.12), so dass sich gerade für diesen Markertyp die Verwendung eines 3D CAD-Modells zur Visualisierung anbietet (Bild 4.11). Hierzu wurde die in Bild 4.9 gezeigte 5 mm Schraube modelliert und die zugehörigen Kenngrößen für die Klassifizierung bestimmt (Tabelle 4.3).

Bild 4.11: 3D CAD-Modell einer Leibinger Knochenschraube (5 mm)

Tabelle 4.3: Kenngrößen einer Leibinger Knochenschraube (5 mm)

HOUNSFIELD Bereich	1900 – 2300 HU
Volumen	12,24 mm^3
Referenzpunkt (x/y/z)	0,0 / 0,0 / -1,1 mm
Begrenzungsvolumen (x/y/z)	-1,5 ... 1,5 / -1,5 ... 1,5 / -2,5 ... 2,5 mm
Schwerpunkt (x/y/z)	0,0 / 0,0 / -0,55 mm
Trägheitsmomente (x/y/z)	3 / 3 / 1
Trägheitsradien (x/y/z)	1,4 / 1,4 / 0,8 mm

Der Ursprung des den Werten zugrundeliegenden Koordinatensystems ergibt sich aus dem Zentrum des quaderförmigen Begrenzungsvolumens. Der Schwerpunkt ist von diesem Zentrum um 0,55 mm in Richtung Schraubenkopf verschoben. Der Referenzpunkt zur Registrierung ist durch die Tiefe der Bohrung im Schraubenkopf vorgegeben. Für die Berechnung der Trägheitsmomente wurde eine Dichte von 1 g/cm^3, statt des für Titan typischen Wertes von 4,54 g/cm^3 zugrunde gelegt. Zur Klassifikation des Markertyps wird das charakteristische Verhältnis der Trägheitsmomente herangezogen.

Bild 4.12 verdeutlicht einige Segmentierungsergebnisse. Es wurden von links oben nach rechts unten die Schwellen 1500, 1800, 2100 und 2500 HU auf einen CT-Datensatz mit einem Schichtabstand und einer Schichtdicke von 2 mm angewendet. Hierbei wird deutlich, dass sich der Referenzpunkt im Schraubenkopf sogar visuell nicht bestimmen lässt. Automatische Segmentierungs- und Klassifikationsverfahren würden mit Sicherheit von einem größeren Schraubenkopf profitieren, wie ihn z.B. die Schrauben der OST-REG™ Serie aus der Leibinger Produktpalette besitzen. Diese Schrauben bieten zudem die Möglichkeit, spezielle Aufsätze zur Registrierung verwenden zu können.

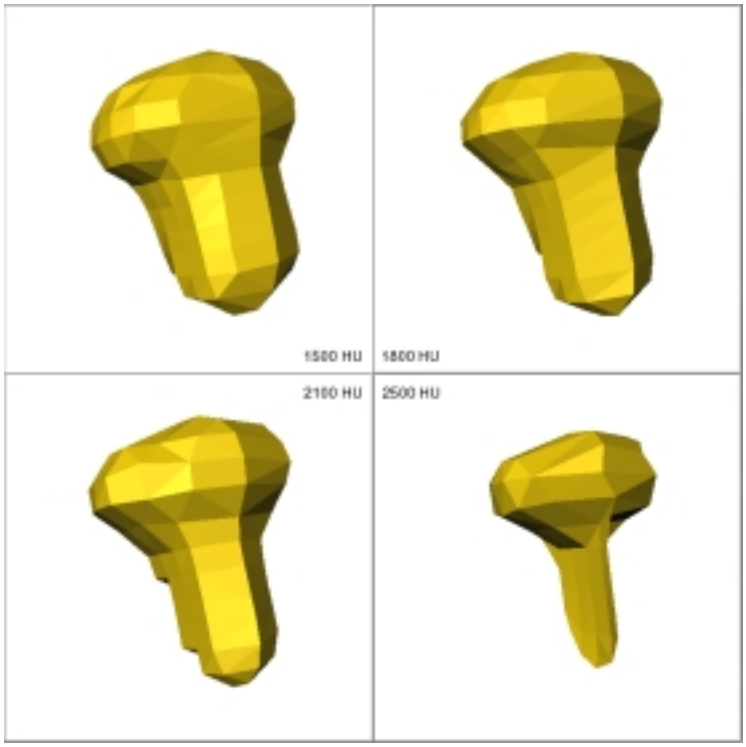

Bild 4.12: Schwellenwertabhängige Segmentierungsergebnisse

4.3 Markerdetektion in CT-Daten

Nachdem ein Patient mit Registrierungsmarkern versehen und eine computertomographische Aufnahme der behandlungsrelevanten Region angefertigt wurde, liegen zur weiteren Verarbeitung lediglich die Aufnahmedaten in digitaler Form vor. Diese CT-Daten bilden somit die Ausgangsbasis für eine dreidimensionale Rekonstruktion und die möglichst präzise Bestimmung der Lage und Orientierung aller Marker. Von Vorteil ist hierbei, dass die verwendeten Markertypen bekannt sind, so dass eine gezielte Untersuchung der Aufnahmedaten erfolgen kann. Die wichtigste Information ist ohne Zweifel das den jeweiligen Markern zugrundeliegende Aufnahmesignal, das in den Daten als HOUNSFIELD Wert gespeichert ist. Über den HOUNSFIELD Bereich kann, da Registrierungsmarker im Allgemeinen ein deutlich höheres Signal liefern als menschliches Gewebe (siehe Bild 2.6), im einfachsten Fall eine so genannte Binarisierung des Datensatzes erfolgen, bei der alle Aufnahmewerte, die innerhalb des Bereiches liegen als relevant markiert werden und alle anderen Werte als irrelevant.

4.3.1 Markerpositionen

Das Visualisierungssystem Amira erlaubt bereits eine vom Schwellenwert abhängige Segmentierung zur Erzeugung so genannter Iso-Oberflächen der zugehörigen Regionen. Somit können CT-Datensätze, nachdem sie in Amira importiert wurden, hinsichtlich existierender Marker untersucht werden. In Bild 4.13 ist das Segmentierungsergebnis eines Testdatensatzes bei einer Segmentierungsschwelle von 1200 HU dargestellt.

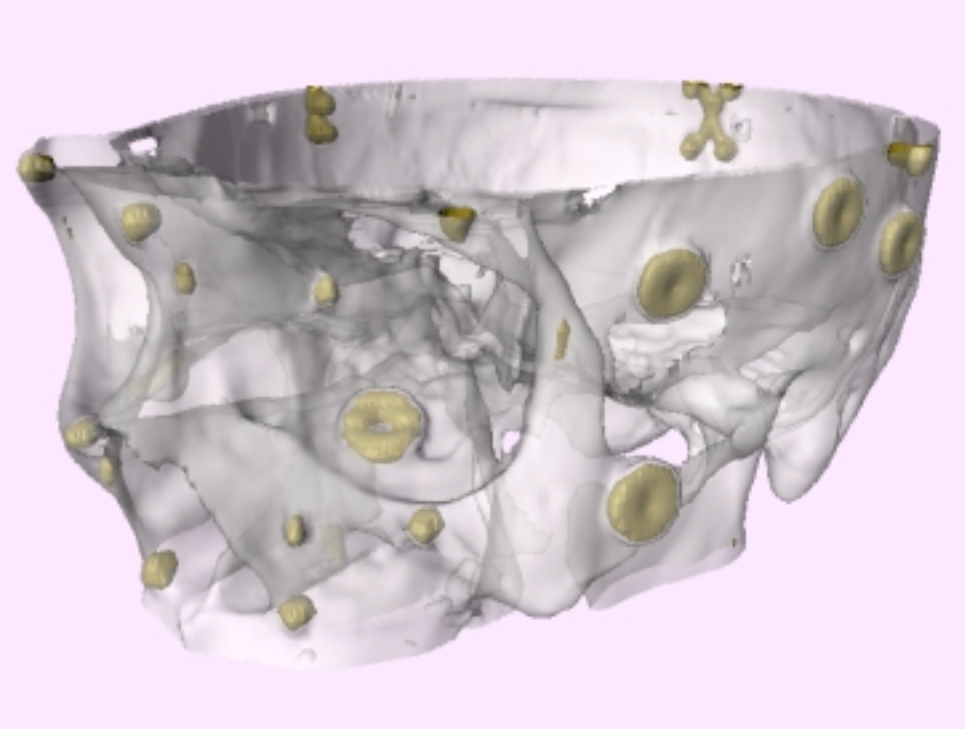

Bild 4.13: Oberflächendarstellung potentieller Markerregionen mit Amira

Bereits mit dieser Darstellung kann die Existenz von Registrierungsmarkern in CT-Datensätzen überprüft und deren Lage visuell beurteilt werden. Die genaue Position der Marker in Relation zum Modellkoordinatensystem kann so jedoch noch nicht bestimmt werden. Eine Möglichkeit der manuellen Bestimmung von Markerpositionen liegt mit dem Modul *„Point Probe“* vor, das ein dreidimensionales Fadenkreuz im Datensatz einblendet, welches mit der Maus beliebig positioniert werden kann. Die Position des Fadenkreuzes, in Relation zum Modellkoordinatensystem, kann jederzeit ermittelt werden, so dass Markerpositionen durch Platzierung des Fadenkreuzes im zugehörigen Markerreferenzpunkt näherungsweise bestimmt werden können (siehe Bild 4.14). Auf diese Art wurden die ersten Testdatensätze bezüglich der Markerpositionen untersucht. Eine Bestimmung der Markerorientierung ist auf diese Art allerdings nicht möglich.

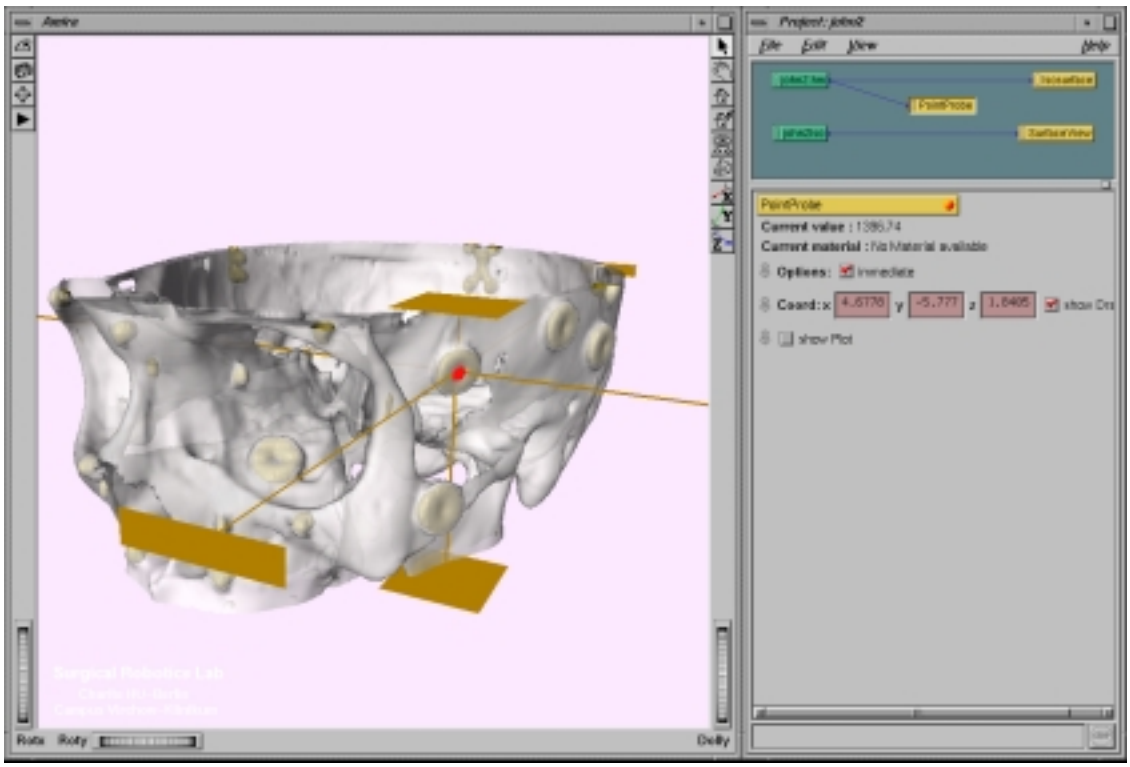

Bild 4.14: Manuelle Bestimmung einer Markerposition mit Amira

Ist die räumliche Auflösung der Aufnahmewerte bekannt, so lassen sich die diskreten Aufnahmewerte in ein kontinuierliches Modellkoordinatensystem überführen. Ein CT-Datensatz besteht dabei aus N_z Schichten mit $N_x \times N_y$ Bildpunkten. Die Größe eines Bildpunktes ist mit $S_x \times S_y$ Millimeter und der Schichtabstand mit S_z Millimeter gegeben[4]. Das zugehörige Modellkoordinatensystem M wird innerhalb des Datensatzes zentriert und definiert ein Volumen mit den Grenzen min(M) und max(M), die sich nach (4.5) berechnen lassen.

[4] Die Werte für Pixelgröße und Schichtabstand werden vom Aufnahmesystem vorgegeben und liegen mit den Bilddaten vor.

$$\left[-0{,}5 \cdot \begin{pmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & S_z \end{pmatrix} \left(N - \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{pmatrix} \right), \; 0{,}5 \cdot \begin{pmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & S_z \end{pmatrix} \left(N - \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{pmatrix} \right) \right] \text{ mm} \tag{4.5}$$

Aus diesem Volumen kann eine beliebige Region R extrahiert werden, in der sich zu untersuchende Marker befinden. Die Berechnung der Grenzen von R erfolgt mit (4.5), unter Berücksichtigung der neuen Bildpunkt- und Schichtanzahl. Da die beiden Koordinatensysteme von R und M lediglich um einen Vektor u gegeneinander verschoben sind, lässt sich ein Punkt P mit seinen kartesischen Koordinaten in R gemäß (4.6) problemlos in die zugehörige Position des Modellkoordinatensystems M transformieren.

$$P_M = P_R + u \tag{4.6}$$

Die diskrete Voxelposition P_V eines Punktes im CT-Datensatz ergibt sich dabei durch den in (4.7) formulierten Zusammenhang.

$$P_V = (\left|\min(M_x)\right| + P_M) \begin{pmatrix} S_x^{-1} & 0 & 0 \\ 0 & S_y^{-1} & 0 \\ 0 & 0 & S_z^{-1} \end{pmatrix} \tag{4.7}$$

Zu beachten ist hierbei, dass die Transformation kontinuierlicher Raumkoordinaten in diskrete Voxelpositionen und die anschließende Rücktransformation nicht reversibel sind. Aus diesem Grund sollte nach Überführung der diskreten Aufnahmewerte in ein Modellkoordinatensystem keine Rücktransformation erfolgen, solange diese nicht zwingend erforderlich ist.

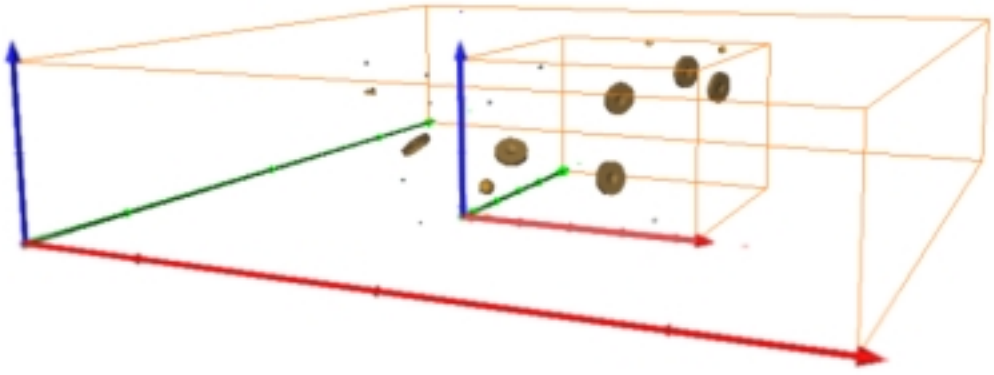

Bild 4.15: Markerpositionen in einer Region of Interest

4.3.2 Markerregionen – Volumen, Masse und Oberfläche

Für die algorithmische Erkennung von Registrierungsmarkern müssen als Erstes deren Regionen im Datensatz gefunden werden. Eine potentielle Markerregion zeichnet sich durch ein zusammenhängendes Gebiet von Aufnahmewerten aus, die alle im Bereich der für den jeweiligen Markertyp charakteristischen HOUNSFIELD Einheiten liegen. Sind zwei Marker im Datensatz nicht voneinander zu trennen, so werden sie ohne zusätzliche Untersuchungen zwangsläufig als eine Markerregion erkannt. Für die Entscheidung ob Aufnahmewerte zusammenhängen und eine Region bilden oder nicht, muss eine Nachbarschaft definiert werden, die sowohl innerhalb einer Schicht als auch zwischen aufeinander folgenden Schichten gilt. Hierbei kann im dreidimensionalen Raum die so genannte 6er oder die 26er Nachbarschaft festgelegt werden (siehe Bild 4.16).

Bild 4.16: Diskrete 3D Nachbarschaftsmodelle

Da jeder Aufnahmewert ein diskretes Volumenelement (Voxel) des aufgenommenen Objektes repräsentiert, liegt bei Kenntnis der räumlichen Ausdehnung S eines Voxels auch unmittelbar das Volumen V einer Region vor. Für die aus n Voxel v_1, v_2,..., v_n bestehende Markerregion lässt sich das Volumen V_M entsprechend (4.8) aus der Summe der einzelnen Voxelvolumen V_v bestimmen.

$$V_M = \sum_{i=1}^{n} S_x \cdot S_y \cdot S_z = n \cdot V_v \tag{4.8}$$

Die Oberfläche A einer Region erhält man durch Addition aller m Voxelseitenflächen a_{s1}, a_{s2} ,..., a_{sm}, die nicht an ein benachbartes Voxel der Region angrenzen. Bei den Seitenflächen muss, je nach Lage im Volumen, das Produkt aus den beiden Pixeldimensionen oder aus einer Pixeldimension und dem Schichtabstand berücksichtigt werden.

Läge der Zusammenhang zwischen den HOUNSFIELD Einheiten, die ja ein Maß für die Absorptionseigenschaften eines Materials darstellen, und der Dichte ρ des Materials vor, die maßgeblich für die Absorption von Röntgenstrahlung ist, dann könnte über den Zusammenhang in (4.9) problemlos auf die Masse m der Region geschlossen werden. Eine entsprechende Tabelle oder ein funktionaler Zusammenhang zwischen HOUNSFIELD- und Dichtewerten lag für diese Arbeit jedoch nicht vor.

$$m = V\rho, \quad \text{mit } \rho = f(\mathrm{HU}) \tag{4.9}$$

4.3.3 Schwerpunkt als Markerposition

Für jede Markerregion muss ein Referenzpunkt festgelegt werden, der die Lage der Markerregion im Datenvolumen beschreibt. Dieser Punkt sollte die aus einer beliebigen Anzahl zusammenhängender Aufnahmewerte bestehende Region eindeutig lokalisieren. Zu diesem Zweck könnte das geometrische Zentrum eines Körpers verwendet werden, der die Region vollständig umschließt, doch wäre dadurch nicht gewährleistet, dass dieser Punkt tatsächlich innerhalb der Markerregion liegt. Typischerweise wird in der digitalen Bildverarbeitung der Schwerpunkt einer Region, in Analogie zum Schwerpunkt eines physikalischen Körpers, herangezogen. Betrachtet man ein aus n Massepunkten m_1, m_2 ,..., m_n bestehendes, räumliches Gebilde, bei dem die Lage der einzelnen Massepunkte durch ihre Ortsvektoren $r_1, r_2, \ldots, r_n$ gegeben ist, dann lässt sich der zugehörige Schwerpunkt S (Massenmittelpunkt) gemäß (4.10) berechnen [Kuy97]:

$$\vec{r}(S) = \frac{\sum_{i=1}^{n} m_i \cdot \vec{r}_i}{\sum_{i=1}^{n} m_i} \tag{4.10}$$

Da die Masse eines Voxels nicht bekannt ist, wird an deren Stelle in der digitalen Bildverarbeitung der zugehörige Aufnahmewert verwendet [Zam91]. Zur Lagebestimmung einer Region reicht diese Information in der Regel aus. Handelt es sich bei den zu untersuchenden Regionen um homogene, isotrope Materialien, dann lässt sich der Schwerpunkt einer Ansammlung von Massepunkten auch nur durch den Mittelwert ihrer Ortsvektoren bestimmen.

4.3.4 Formanalyse über den Trägheitstensor

Will man eine Aussage über die Form einer 3D Region treffen, dann bietet sich die Untersuchung ihrer lokalen Momente an. Ein beliebig geformter Körper kann dabei auch eine beliebige Lage im Raum besitzen. Aus diesem Grund muss eine Untersuchung der Körperform anhand von rotationsinvarianten Formmerkmalen erfolgen. Diese Merkmale beziehen sich auf ein dem Körper inhärentes, lokales Koordinatensystem, dessen Zentrum durch den Schwerpunkt bestimmt ist.

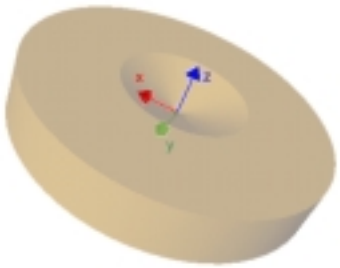

Bild 4.17: Lokales Koordinatensystem eines Philips Markers

Momente, die zum Schwerpunkt eines Körpers in Beziehung stehen, werden auch als zentrale Momente bezeichnet, wobei diesen in Abhängigkeit von ihrer Bedeutung eine Ordnung zugewiesen wird [Jäh97]. Momente nullter Ordnung beschreiben die Masse *M* eines Körpers. Größeninvariante Momente höherer Ordnung erhält man, wenn man diese durch das Moment nullter Ordnung dividiert, wie es bei der Berechnung des Schwerpunktes erfolgt. Zur Formbeschreibung eines Körpers werden die Momente zweiter Ordnung benötigt. Diese enthalten Terme, bei denen die Dichte mit dem Quadrat der Entfernungen vom Schwerpunkt multipliziert wird. Eben solche Terme bilden auch die Komponenten des Trägheitstensors für die Rotation eines Körpers um seinen Schwerpunkt, wobei die Dichtewerte wieder durch die an dieser Stelle vorliegenden Aufnahmewerte ersetzt werden. Der Trägheitstensor eines Körpers ist dabei gemäß (4.11) in Matrixschreibweise definiert [BWK97].

$$I = \sum_{i=1}^{n} m_i \begin{pmatrix} y_i^2 + z_i^2 & -x_i y_i & -x_i z_i \\ -y_i x_i & x_i^2 + z_i^2 & -y_i z_i \\ -z_i x_i & -z_i y_i & x_i^2 + y_i^2 \end{pmatrix} \tag{4.11}$$

Die Diagonalelemente des Trägheitstensors heißen Trägheitsmomente, alle anderen Elemente werden als Deviationsmomente bezeichnet. Wie in (4.11) ersichtlich, ist der Trägheitstensor per Definition symmetrisch ($I_{ij} = I_{ji}$). Er kann somit durch die Einführung eines neuen, gedrehten Koordinatensystems immer auf die Diagonalform transformiert werden, wobei die Deviationsmomente verschwinden. Die daraus resultierenden, neuen Achsen werden als Hauptträgheitsachsen und die Diagonalelemente als Hauptträgheitsmomente bezeichnet. Die Hauptträgheitsachsen, die durch den Schwerpunkt eines Körpers verlaufen, entsprechen bei symmetrischen Körpern gerade den Symmetrieachsen [Kuy97]. Auf Grundlage der Hauptträgheitsachsen kann demnach eine Untersuchung bzgl. der Objektsymmetrie als Formcharakteristik erfolgen.

4.3.5 Hauptachsentransformation – Eigenwerte und Eigenvektoren

Je nach Lage der Region in Relation zum Modellkoordinatensystem, variieren die Koeffizienten des Trägheitstensors. Diese geben Auskunft über die räumliche Verteilung der Massepunkte des zugrundeliegenden Körpers. In Analogie zur physikalischen Betrachtung sind nun die Achsen gesucht, um die der Körper mit minimaler Trägheit rotiert. Zu diesem Zweck wird in die vorliegende Punktmenge ein orthonormales Koordinatensystem gelegt, dessen Achsen in mathematischer Hinsicht Regressionsgeraden darstellen, zu denen die Summe der Abstandsquadrate aller Punkte minimal sein soll. Der vorgegebene Trägheitstensor stellt in diesem Zusammenhang eine Kovarianzmatrix bzgl. der Abweichungen dar.

Im optimalen Fall liegt der Trägheitstensor bereits in seiner Diagonalform vor, das heißt seine Deviationsmomente sind Null. Dieses ist der Fall, wenn das lokale Koordinatensystem des Markers mit dem Modellkoordinatensystem des CT-Datensatzes übereinstimmt bzw. darin lediglich parallel verschoben ist. Im Allgemeinen wird das lokale Koordinatensystem des Markers innerhalb des Modellkoordinatensystems jedoch rotiert sein. Gesucht ist demnach die Transformation, die die korrespondierenden Koordinatenachsen durch Rotation aufeinander abbildet. Mit dieser Transformation wird die Matrix eines Trägheitstensors in ihre Diagonalform überführt. Die daraus resultierenden Diagonalelemente werden als Eigenwerte des Trägheitstensors bezeichnet und die zugehörigen Eigenvektoren definieren die Hauptträgheitsachsen des Körpers [Gol72]. Die Bestimmung dieser Achsen zu einem gegebenen Trägheitstensor bezeichnet man als Hauptachsentransformation, bei der als Ergebnis der durchschnittliche Abstand der Punkte von den jeweiligen Achsen (Eigenwerte) sowie die Orientierung dieser Achsen (Eigenvektoren) vorliegt. Ist die Matrix des Trägheitstensors I gegeben, dann ist das charakteristische Polynom p gesucht, für das nach (4.12) gilt:

$$p(\lambda) = \det(I - \lambda E), \quad \text{mit } E \text{ als Einheitsmatrix} \tag{4.12}$$

Bei p handelt es sich um ein Polynom dritten Grades, das höchstens drei unterschiedliche Nullstellen (Wurzeln) besitzt, die die zu bestimmenden Eigenwerte darstellen. Ist λ ein Eigenwert, dann gilt $\det(I - \lambda E) = 0$, woraus folgt, dass es sich bei $I - \lambda E$ um eine singuläre Matrix handelt. In diesem Fall besitzt das durch $(I - \lambda E)\mathbf{e} = 0$ definierte lineare Gleichungssystem eine vom Nullvektor verschiedene Lösung. Dieser Lösungsvektor $\mathbf{e}$ stellt den zum Eigenwert λ gehörenden Eigenvektor dar. Die Eigenvektoren sind somit die Vektoren $\mathbf{e}_i$, für die nach (4.13) gilt:

$$[I - \lambda_i E] \cdot \mathbf{e}_i = 0, \text{ mit } \det(I - \lambda_i E) = 0, \text{ für } i = 1,2,3 \tag{4.13}$$

Auf die numerische Lösung solcher Eigenwertprobleme soll an dieser Stelle nicht weiter eingegangen werden. Der interessierte Leser sei auf die für diese Arbeit herangezogene Literatur verwiesen [PTVF95, FB94, Cro94, Bar92].

4.3.6 Klassifizierung der Markertypen

Die Entscheidung, welcher Markertyp in der jeweiligen Region vorliegt, hängt von den aus ihr ermittelten Eigenschaften ab. Im Idealfall führen alle Eigenschaften zu genau einem Markertyp, wodurch eine eindeutige Zuordnung erfolgen kann. Das Gegenteil ist der Fall, wenn alle vorliegenden Eigenschaften einer potentiellen Markerregion auf keinen bekannten oder verschiedene Markertypen hinweisen. In Tabelle 4.4 sind mögliche Merkmale für die Klassifizierung von CT-Registrierungsmarkern aufgeführt.

Tabelle 4.4: Klassifizierungsmerkmale von CT-Registrierungsmarkern

Hounsfield Bereich (Dichte)
Volumen (Masse)
Oberfläche
Diagonale des Begrenzungsvolumens
Verhältnis der Kanten des Begrenzungsvolumens
Hauptträgheitsmomente
Verhältnis der Hauptträgheitsmomente
Abstand des Schwerpunktes zum Zentrum des Begrenzungsvolumens
Trägheitsradien

Die Liste der verwendeten Klassifizierungsmerkmale bildet einen so genannten Merkmalsvektor P, in dem alle Merkmale $p_i(R)$ einer Region R zusammengefasst werden (4.14).

$$P = [p_1(R), p_2(R), \ldots, p_n(R)] \tag{4.14}$$

Umfasst ein Merkmalsvektor n Merkmale, die statistisch unabhängig voneinander sind, dann spannen diese einen Merkmalsraum der Dimension n auf. Jeder Markertyp wird durch einen Punkt oder eine Punktmenge (*Cluster*) im Merkmalsraum repräsentiert, die aus dem zugehörigen Merkmalsvektor resultiert (4.15). Wurden die Merkmale einer Klasse geeignet gewählt, dann sollten die Merkmalsvektoren einer Klasse im Merkmalsraum nahe beieinander und Merkmalsvektoren unterschiedlicher Klassen weit voneinander entfernt liegen. Treten Überlappungen zwischen Merkmalsregionen im Merkmalsraum auf, dann ist eine eindeutige Klassifikation nicht gewährleistet [Jäh97].

$$class(R) = \begin{cases} \text{Philips}, & \text{falls } P(R) = [p_1(\text{Philips}), \ldots, p_n(\text{Philips})] \\ \text{Beekley}, & \text{falls } P(R) = [p_1(\text{Beekley}), \ldots, p_n(\text{Beekley})] \\ \text{Leibinger}, & \text{falls } P(R) = [p_1(\text{Leibinger}), \ldots, p_n(\text{Leibinger})] \\ \text{unbekannt}, & \text{sonst} \end{cases} \tag{4.15}$$

Entscheidend für eine gute Klassifizierung ist nicht die Menge der Merkmale eines Merkmalsvektors, bzw. die Dimensionalität des Merkmalsraumes, sondern die gute Trennbarkeit der Merkmale. Da in der Praxis jedoch oft keine eindeutige Zuordnung einer Merkmalsausprägung zu einer Merkmalsregionen vorgenommen werden kann, muss im Zweifelsfall eine Zuordnungsentscheidung getroffen oder auf „nicht klassifizierbar“ entschieden werden. Für die Klassifikation der in Abschnitt 4.2 vorgestellten Registrierungsmarker bieten sich z.B. die folgenden Merkmale an:

Tabelle 4.5: Merkmalsvektor zur Markerklassifizierung

	HOUNSFIELD Bereich	Volumen in mm^3	Symmetrienorm
Philips Easy Guide	1300 – 1800	220	0,5 : 0,5 : 1,0
Beekley Spot	2000 – 3095	1,77	0,5 : 0,5 : 0,5
Leibinger Schraube	1500 – 2300	12,24	1,0 : 1,0 : 0,5

Der Hounsfield Bereich erscheint für die vorgegebenen Markertypen ein sinnvolles Klassifikationsmerkmal zu sein, doch kann nicht davon ausgegangen werden, dass sich weitere Marker ebenso deutlich trennen lassen. Die Grenzen zwischen den Markern liegen nahe beieinander und sind in der Regel eher fließend.

Das Volumen der Markertypen bietet im Prinzip ein deutliches Unterscheidungsmerkmal, doch hängt es sehr stark von der gewählten Segmentierungsschwelle zur Bestimmung der Markerregionen ab. Ist diese ungünstig gewählt, kann es u.a. zu Problemen bei der Unterscheidung von Beekley Spots und Leibinger Schrauben kommen. Um eine Variation des Volumens in Abhängigkeit von seiner Größenordnung zu berücksichtigen, bietet es sich an, den Logarithmus des Volumens zu bilden und diesen Wert zur Klassifizierung heranzuziehen. Durch die daraus resultierende Linearisierung kann zwischen den Markertypen eine Entscheidungsschwelle festgelegt werden.

Die Symmetrienorm repräsentiert das normierte Verhältnis der Hauptträgheitsmomente. Die Eigenwerte erlauben hierbei eine Aussage über die Symmetrieeigenschaften des zugrundeliegenden Körpers und somit über seine Form. Sind zwei der Eigenwerte ungefähr gleich, dann hat der Körper *eine* charakteristische Rotationsachse. Je nachdem, ob diese beiden Werte größer oder kleiner als der dritte Wert sind, besitzt der Körper das Symmetrieverhalten einer Kreisscheibe oder eines Stabes. Sind alle drei Eigenwerte annähernd gleich groß, dann kann als Körperform eine Kugel oder bei Unterschreitung einer Schwelle eine insignifikante Information angenommen werden.

Zur Veranschaulichung ist in Bild 4.18 der Merkmalsraum zu Tabelle 4.5 grafisch dargestellt. Optimal wäre eine Anordnung der Merkmalsregionen mit maximalem Abstand zueinander.

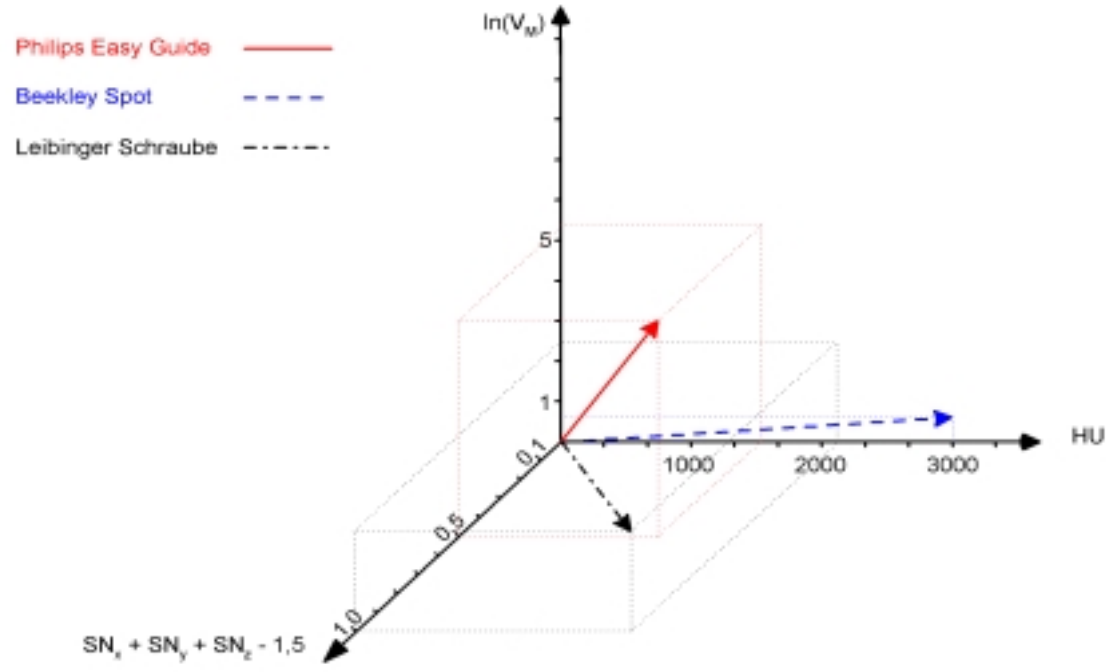

Bild 4.18: Merkmalsraum zur Markerklassifizierung

Bei der Klassifizierung der unterschiedlichen Markertypen gibt es keine binäre Entscheidung in Form von „ist ein Marker“ oder „ist kein Marker“. Bei dieser Aufgabenstellung liegt eher ein unscharfes Wissen über das vorliegende Objekt vor, das einen Marker repräsentieren könnte. Nicht alle der Merkmale werden mit absoluter Sicherheit auf einen speziellen Markertyp zutreffen, sondern oft zwischen zwei typischen Werten angesiedelt sein. Das Klassifikationsverfahren muss die Merkmale gegeneinander Vergleichen und ggf. geeignet wichten. Hierbei kann mit geometrischen Abstandsmaßen, Wahrscheinlichkeiten, Kostenfunktionen oder so genannten *Fuzzy Sets* gearbeitet werden. In dieser Arbeit wurde ein Zuordnungsverfahren verwendet, bei der ein Merkmalsvektor genau der Merkmalsregion zugeordnet wird, zu der er den geringsten geometrischen Abstand besitzt (Minimierung der euklidischen I_∞-Norm) [FB94].

Probleme der beschriebenen Art fallen in den Forschungsbereich der Mustererkennung. Aus allen charakteristischen Merkmalen einer potentiellen Markerregion muss ermittelt werden, um welchen Markertyp es sich dabei handeln könnte. Diese Entscheidung kann selbstverständlich nur für bereits bekannte Marker erfolgen, wobei der Bereich der so genannten Künstlichen Intelligenz (KI) auch dynamische und lernfähige Klassifikationsverfahren hervorgebracht hat, auf die im Rahmen dieser Arbeit allerdings nicht weiter eingegangen wird. Die Klassifizierung von Markern über Merkmale, die mit Methoden der digitalen Bildverarbeitung aus CT-Daten extrahiert wurden, bietet noch viel Raum für mögliche Verbesserungen.

4.3.7 Lage und Orientierung eines Markers

Sind der Schwerpunkt sowie die Eigenvektoren einer Markerregion bekannt, so liegt eine ausreichende Information über die Lage und Orientierung des jeweiligen Markers für die Registrierung vor. Zur Visualisierung muss anhand des Klassifikationsergebnisses das entsprechende CAD-Modell ausgewählt, die Schwerpunkte von Region und Modell durch Translation zur Deckung gebracht und das Modell in das durch die Eigenvektoren aufgespannte Koordinatensystem gedreht werden.

4.4 Eine Bibliothek zur automatischen Markerdetektion

Im vorangehenden Abschnitt wurde beschrieben, wie Registrierungsmarker aus CT-Daten extrahiert und deren Lage und Orientierung in Relation zum Modellkoordinatensystem bestimmt werden können. Für die Entwicklung eines chirurgischen Planungssystems, bei dem die Planungsdaten im Rahmen des chirurgischen Eingriffs mit größtmöglicher Genauigkeit umgesetzt werden sollen, ist die Registrierung von Planungsdaten und Patient von größter Bedeutung. Aus diesem Grund wurde eine Programmbibliothek entwickelt und implementiert, mit der sich Registrierungsmarker schwellenwertabhängig aus CT-Daten extrahieren lassen und für jeden Marker automatisch Lage, Orientierung und Typ bestimmt werden kann. Die Bibliothek wurde in der Programmiersprache ´C´ erstellt. Der zugehörige Programmcode befindet sich auf der beiliegenden CD im Verzeichnis marker-detection (Anhang B, Seite 187 ff.).

4.4.1 Ablauf der automatischen Markerdetektion

Gegeben sind die Bilddaten einer computertomographischen Aufnahme sowie die charakteristischen Kenngrößen der einzelnen Markertypen (siehe Bild 2.5). Das automatische Markererkennungsverfahren extrahiert alle Marker in Abhängigkeit von einer wählbaren Segmentierungsschwelle aus den CT-Daten, berechnet zu allen erkannten Markerregionen die charakteristischen Eigenschaften und klassifiziert die gefundenen Marker durch Vergleich mit den gegebenen Kenngrößen. Als Resultat wird eine Liste von potentiell im Datensatz vorliegenden Markern zurückgeliefert, die im Wesentlichen den Typ des klassifizierten Markers sowie seine Position und Lage bzw. Orientierung im Datensatz enthält. Diese Liste kann entweder direkt zum Zwecke der Registrierung weiterverarbeitet oder zur 3D Visualisierung herangezogen werden.

Bild 4.19: Schematischer Ablauf der Markerdetektion

4.4.2 CT-Daten und Markerlisten – Die Datenstrukturen

Aus den Anforderungen bzgl. der Ein- und Ausgabedaten der Markerdetektionsbibliothek resultieren zwei wesentliche Datenstrukturen. Zum einen werden medizinische Bilddaten interpretiert, wozu eine aufnahmebeschreibende Zusatzinformation vorliegen muss (siehe Abschnitt 3.1) und zum anderen sollen charakteristische Kenngrößen von Markern aus den Daten ermittelt, zusammengefasst und mit vorgegebenen Referenzwerten verglichen werden. Zur Beschreibung der CT-Aufnahmedaten werden folgende Parameter in einer Datenstruktur vom Typ ImageType zusammengefasst:

```
unsigned short   width;          // Anzahl der Spalten einer Bildmatrix
unsigned short   heigth;         // Anzahl der Zeilen einer Bildmatrix
unsigned short   depth;          // Anzahl der Schichten
unsigned char    bytesPerPixel;  // Anzahl der Bytes pro Aufnahmewert
unsigned long    size;           // Speicherbedarf für den CT-Datensatz
float            voxelSize[3];   // Voxelabmessungen in Millimeter
signed short     minVal;         // kleinster Wert der Aufnahmedaten
signed short     maxVal;         // größter Wert der Aufnahmedaten
void            *data;           // Zeiger auf den Anfang der Bilddaten
```

Marker und deren Eigenschaften werden über die Datenstruktur MarkerType beschrieben. Die Datentypen sind in der Datei marker.h im Verzeichnis marker-detection definiert (siehe Anhang B, Seite 187 ff.).

```
char   name[30];              // Bezeichnung
short  HUValue;               // Segmentierungsschwelle
int    type;                  // Markertyp
float  refPoint[3];           // Referenzpunkt zur Registrierung
float  orientation[4];        // Orientierungsvektor und Winkel
float  volume;                // Volumen in mm^3
float  boundingBox[6];        // Begrenzungsvolumen (Quader)
float  origin[3];             // Zentrum des Begrenzungsvolumens
float  centerOfMass[3];       // Schwerpunkt
float  eigenValue[3];         // Eigenwerte
float  eigenVector[3][3];     // Eigenvektoren
float  momentOfInertia[3];    // Trägheitsmomente
float  radiusOfInertia[3];    // Trägheitsradien
float  diameter[3];           // Durchmesser
```

Sowohl zu den vorliegenden Markerreferenzdaten (*Templates*) als auch zu den im Datensatz detektierten Registrierungsmarkern wird eine Liste von Markern des Typs MakerType benötigt. Zum Zeitpunkt der Markererkennung wird automatisch eine Liste von Markern generiert, die alle gefundenen Marker inklusive ihrer berechneten Eigenschaften enthält. Für die Klassifizierung ist eine ähnliche Liste mit bekannten Markertypen und deren Eigenschaften erforderlich, wobei die Eigenschaften der jeweiligen Marker durch Messungen und Berechnungen ermittelt werden müssen.

Die automatische Erkennung von Markern in CT-Daten, deren Klassifikation und die Bereitstellung ihrer Lage und Orientierung geschieht in aufeinander folgenden Stufen:

1. Markerextraktion (liefert eine Liste potentieller Markerregionen)
2. Berechnung der Markereigenschaften
3. Markerklassifizierung (Vergleich der Eigenschaften mit den Vorgaben)
4. Bestimmung der korrekten Ausrichtung des jeweiligen Markertyps

4.4.3 Extraktion potentieller Marker aus CT-Daten

Die Extraktion potentieller Marker aus den CT-Daten erfolgt über die Bibliotheksfunktion extractMarkers(), deren Programmcode in der Datei markerExtraction.c vorliegt. Die Funktion erhält als Eingabeparameter die Bilddaten inklusive Zusatzinformation über die Datenstruktur ImageType und den Schwellenwert als HOUNSFIELD Einheit, der zur Binarisierung und Segmentierung verwendet werden soll. Das Ergebnis der Funktion extractMarkers() ist eine Liste von Elementen des Typs MarkerType sowie die Anzahl der vorliegenden Elemente. Eine noch nicht implementierte Variante wäre die Möglichkeit der Angabe einer Ober- und Untergrenze zur Binarisierung. Diese Möglichkeit wurde bislang ausgeschlossen, da die Bereiche für spezielle Markertypen

erst exakt und vor allem reproduzierbar ermittelt werden müssen. Eine Beschränkung der Obergrenze verhindert die Erkennung von Markern oder führt zur Nutzung einer niedrigen Segmentierungsschwelle mit entsprechend breitem Intervall. Das erschien in der ersten Stufe zu restriktiv, da ohnehin alle Marker durch deutlich höhere Werte im Datensatz repräsentiert werden als das menschliche Gewebe (siehe Bild 2.6).

Die Bestimmung der zusammenhängenden Markerregionen im CT-Datensatz erfolgt durch einen modifizierten 3D Füllalgorithmus, der den *Graphics Gems* entnommen wurde [Gla90]. Dieser Algorithmus wurde sowohl für die 26er als auch für die 6er Nachbarschaft implementiert (siehe Bild 4.16), wobei die Ergebnisse nicht so stark voneinander abweichen, dass sich der Mehraufwand durch Berücksichtigung aller 26 Nachbarn eines Voxels lohnen würde. Als weiteres Ergebnis wird das quaderförmige Begrenzungsvolumen der Markerregion über seine Eckpunkte im CT-Datensatz zurückgeliefert. Durch diese Angabe lässt sich die Markerregion schnell im Datensatz lokalisieren und alle weiteren Verarbeitungsschritte brauchen lediglich in diesem verkleinerten Datenvolumen vorgenommen werden.

Zur Verbesserung der Bestimmung potentieller Markerregionen könnte nach der Binarisierung eine Vorverarbeitung in Form von Erosion und Dilatation erfolgen [Jäh97]. Diese morphologischen Operationen werden häufig in der digitalen Bildverarbeitung angewendet und haben zur Folge, dass die aus den Bilddaten erkannte Objektform an einer der Suche entsprechenden Form angepasst werden kann. Eine Erosion glättet Objektkanten durch so genanntes „Abtragen“ von Unebenheiten und eliminiert kleine Strukturen. Die Dilatation glättet Objektkanten durch so genanntes „Verspachteln“ von Unebenheiten (siehe Bild 4.20). Eine sequentielle Abfolge der beiden Operationen würde, je nach Größe des Operators, kleine Strukturen aus der Bildinformation entfernen und dicht beieinander liegende Objekte trennen und anschließend die übrig gebliebenen Objekte wieder auf ihre ursprüngliche Größe bringen, wobei ein erneuter Zusammenschluss von Objekten vermieden wird.

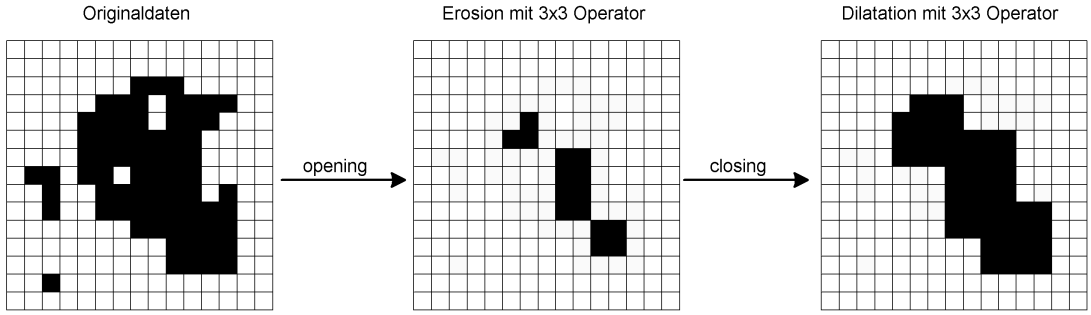

Bild 4.20: Erosion und Dilatation am Beispiel

Das Ergebnis einer solchen Vorverarbeitungsstufe würde mit Sicherheit zu einer Verbesserung aller folgenden Verarbeitungsschritte führen, insbesondere, wenn Registrierungsmarker auf eng begrenztem Raum eingesetzt werden und demzufolge dicht beieinander liegen.

4.4.4 Bestimmung der Markereigenschaften

Nach der Ermittlung aller potentiellen Markerregionen im CT-Datensatz müssen diese auf ihre Eigenschaften hin untersucht werden. Zu diesem Zweck wurde die Funktion markerProperties() implementiert, die die Bilddaten nebst Zusatzinformation sowie die Liste der gefundenen Markerregionen als Eingabeparameter erhält. Das Ergebnis ist eine um die berechneten Eigenschaften erweiterte Liste von Markerregionen. Der Programmcode dieser Bibliotheksfunktion liegt in der Datei markerProperties.c vor.

Zu jeder Markerregion wird das Volumen, der Massenschwerpunkt, der mittlere HOUNSFIELD Wert, die Hauptträgheitsmomente, die Verteilung der Grauwerte auf den Hauptachsen sowie der Trägheitstensor mit seinen Eigenwerten und Eigenvektoren berechnet. Die theoretischen Grundlagen sind ausführlich in Abschnitt 4.3 behandelt, so dass an dieser Stelle lediglich auf die Besonderheiten der Implementierung eingegangen wird.

Die Berechnung des Volumens erfolgt unter Berücksichtigung der flächenmäßigen Ausdehnung eines Bildpunktes und dem Abstand benachbarter Schichten. Ein Voxel stellt dabei immer einen Quader dar, wobei die Approximation des tatsächlichen Volumens von der jeweiligen Voxelgröße abhängt. Es erfolgt keine Betrachtung auf Subvoxelebene, so dass das Volumen des in der Region erkannten Markers, in Abhängigkeit zur vorgegebenen Segmentierungsschwelle, immer kleiner oder gleich dem Volumen des tatsächlichen Markers ist.

Für die Berechnung des Massenschwerpunktes wird die räumliche Verteilung der Voxel im Begrenzungsvolumen der Markerregion berücksichtigt, die einen Wert größer oder gleich der Segmentierungsschwelle besitzen und somit einen Massepunkt des Markers darstellen. Die Masse selbst, die ja von der Dichte des Materials und somit von seinem Absorptionskoeffizienten abhängt, geht über den gespeicherten HOUNSFIELD Wert des jeweiligen Voxels in die Berechnung des Schwerpunktes ein.

Die Berechnung des Trägheitstensors erfolgt über die Gleichung (4.11). Die Bestimmung der Eigenvektoren und Eigenwerte des Trägheitstensors erfolgt über eine modifizierte, numerische Jakobi-Transformation, die den *Numerical Recipes in ´C´* entnommen wurde [PTVF95]. Über die Eigenvektoren werden die Durchmesser eines Markers entlang seiner Hauptachsen berechnet und zur Unterstützung der Orientierungsbestimmung das angrenzende Gewebe untersucht (siehe Bild 4.21). Befindet sich in Richtung des jeweiligen Eigenvektors ein Gewebe mit höherer Dichte als in entgegengesetzter Richtung, dann wird auf eine falsche Orientierung des Markerreferenzpunktes geschlossen und dieses in Form eines negativen Durchmessers für die weitere Bearbeitung gekennzeichnet.

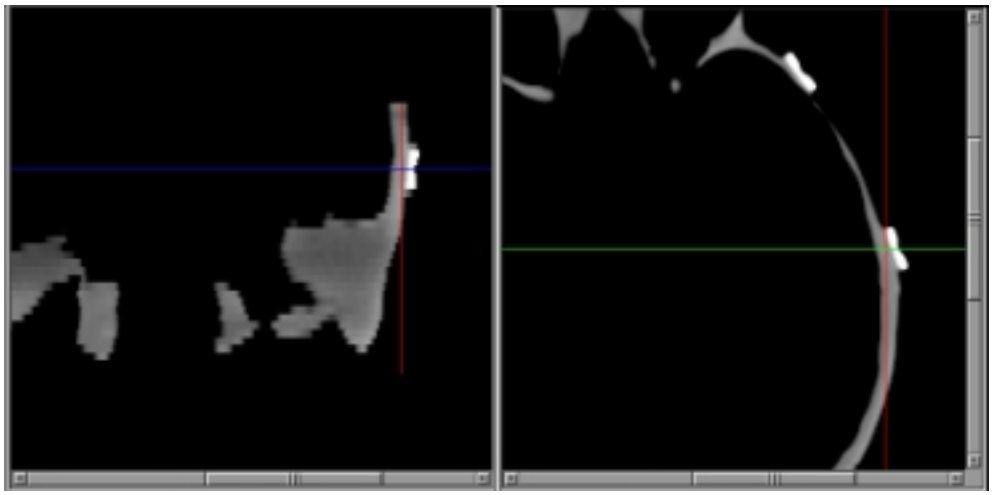

Bild 4.21: Markerorientierung unter Berücksichtigung angrenzender Gewebe

4.4.5 Klassifizierung der Markertypen

Für die Klassifizierung einer potentiellen Markerregion werden deren berechnete Eigenschaften mit denen bekannter Markertypen verglichen. Die beste Übereinstimmung führt zur entsprechenden Klassifikation der Markerregion. Sollte das gewählte Auswahlverfahren zu keinem eindeutigen Ergebnis führen, dann wird die Markerregion als „unbekannter Markertyp“ klassifiziert, was in weiteren Verarbeitungsschritten berücksichtigt wird. Als Ergebnis der Klassifizierung wird in der Datenstruktur der Markertyp gesetzt. Derzeit werden die Typen PHILIPS, LEIBINGER und BEEKLEY berücksichtigt. Nicht klassifizierbare Markerregionen erhalten den Typ UNKNOWN. Diese Typen sind in der Datei marker.h definiert.

Zur Klassifizierung wurde die Bibliotheksfunktion classifyMarker() implementiert, die als Eingabeparameter eine Markerregion (MarkerType) und die Liste aller vorliegenden Referenzmarker erhält. Der Programmcode liegt in der Datei markerClassification.c vor. Das Ergebnis der Funktion ist die bzgl. des Typs erweiterte Datenstruktur der Markerregion.

Das implementierte Klassifizierungsverfahren ist in sehr vielen Punkten noch verbesserungsfähig. Momentan kann eine Klassifizierung über den mittleren HOUNSFIELD Wert der Markerregion, deren Volumen, dem Abstand des Schwerpunktes zum Zentrum des Begrenzungsvolumens, dem Verhältnis der Trägheitsmomente sowie der Länge der Diagonalen des Begrenzungsvolumens erfolgen. Jeder Vergleich mit bekannten Eigenschaften führt zu genau einem Markertyp, wobei die einzelnen Ergebnisse entsprechend ihrer Güte gewichtet werden. Mittels einer Mehrheitsentscheidung wird der Typ der Markerregion bestimmt oder diese als „unbekannter Typ“ klassifiziert.

Im Rahmen der Tests hat sich gezeigt, dass die Momente und das Volumen die besten Klassifizierungsmerkmale sind. Die Berücksichtigung der HOUNSFIELD Werte führte nicht zu den gewünschten Ergebnissen, da nicht die Mitte des Intervalls, sondern nur die untere Segmentierungsschwelle zum Zeitpunkt der Klassifizierung vorlag. Hier handelt es sich offensichtlich um einen Designfehler, der in einer weiteren Arbeit durch Berück-

sichtigung des HOUNSFIELD Intervalls ausgebessert werden müsste. Auch der Abstand des Schwerpunktes zum Zentrum des Begrenzungsvolumens führte, aufgrund der geringen Abmessungen der Marker, zu unbrauchbaren Ergebnissen.

Prämisse des implementierten Klassifizierungsverfahrens war es, eine erweiterbare Bibliotheksfunktion bereitzustellen, die im Rahmen umfangreicher Tests verbessert werden kann. Über die Klassifizierung der Einzelmerkmale lässt sich eine beliebige Entscheidungsstrategie anwenden, die problemlos in der Bibliotheksfunktion classifyMarker() implementiert werden kann. Das Ergebnis der Funktion wird immer ein Markertyp sein, so dass sich auch nach einer Verbesserung des Klassifizierungsverfahrens am Aufruf und der Nutzung dieser Funktion nichts ändert.

4.4.6 Bestimmung der Lage und Orientierung von Markertypen

Je nach Typ eines Markers, muss dessen Orientierung interpretiert werden. Unter der Orientierung versteht man dabei die Ausrichtung des Markers um seinen Schwer- oder Referenzpunkt. Bei kugelförmigen Registrierungsmarkern hat die Orientierung für eine Registrierung keine Bedeutung. Marker mit einer charakteristischen Formausprägung müssen entsprechend ihrer Geometrie um den Bezugspunkt ausgerichtet werden.

Zu diesem Zweck wurde die Bibliotheksfunktion alignMarker() implementiert, deren Programmcode in der Datei markerAlignment.c vorliegt. Diese Funktion interpretiert den Markertyp, der bei der Klassifizierung ermittelt wurde sowie die Eigenwerte der Markerregion, die ein Charakteristikum für die Symmetrie des zugrundeliegenden Körpers darstellen. Aus der Kenntnis der realen Geometrie der unterschiedlichen Markertypen sowie deren Hauptsymmetrieachsen kann eine Ausrichtung entsprechend der berechneten Werte erfolgen.

Zur Ausrichtung wird das charakteristische Verhältnis der Hauptträgheitsmomente herangezogen. Als unbekannt markierte oder kugelförmige Marker werden bei der Verarbeitung nicht weiter berücksichtigt. Leibinger Schrauben und Philips Marker vom Typ Easy Guide besitzen jedoch eine Orientierung, die für die Registrierung korrekt ermittelt werden muss. Dabei unterscheiden sich die Eigenwerte dahingehend, dass Leibinger Schrauben zwei Maxima und ein Minimum besitzen (siehe Tabelle 4.3) und Philips Marker ein Maximum und zwei Minima (Tabelle 4.1). Berücksichtigt man an dieser Stelle die normierten Verhältniswerte, dann kann dieses Verhältnis problemlos mit den Referenzwerten des zugehörigen Markertyps in Relation gesetzt und eine beste Übereinstimmung ermittelt werden. Da die Referenzmodelle so definiert wurden, dass die Hauptsymmetrieachse mit der Z-Achse des lokalen Koordinatensystems übereinstimmt, kann durch zyklische Vertauschung der Eigenvektoren die Hauptsymmetrieachse der Markerregion in die lokale Z-Achse überführt und mittels des Kreuzproduktes der beiden anderen Achsen die Orientierung der Hauptachse zwischen Modell und Markerregion abgeglichen werden.

Um nun noch die korrekte Richtung der Hauptsymmetrieachse bestimmen zu können, wird ein Teilergebnis der Markereigenschaften genutzt, das sich bei der Bestimmung der drei Markerdurchmesser ergab und über deren Vorzeichen ausgewertet werden

kann. An dieser Stelle wird davon ausgegangen, dass die Oberflächennormale des Markers am Markerreferenzpunkt immer einen negativen Gradienten bzgl. der umgebenden Materialdichte aufweist, da der Gradientenvektor stets in Richtung ansteigender Werte orientiert ist [Jäh97]. Das bedeutet, der Referenzpunkt wird eher als an Luft angrenzend angenommen, als an Gewebe mit höherer Dichte (siehe Bild 4.21). Besitzt der Durchmesser der Hauptsymmetrieachse ein negatives Vorzeichen, dann wird die Orientierung des zugehörigen Eigenvektors invertiert.

4.4.7 Freigeben der Datenstrukturen

Nach Bestimmung der Markerregionen sowie der zugehörigen Eigenschaften, Klassifikation, Ausrichtung und Auswertung dieser Ergebnisse, müssen die in Abschnitt 4.4.2 genannten Datenstrukturen wieder freigegeben werden. Dazu wurden die beiden Bibliotheksfunktionen freeMarkerList() und freeImageType() implementiert und bereitgestellt. Diese Funktionen geben den zur Speicherung dieser Strukturen benötigten Speicherplatz wieder frei. Der Programmcode zu beiden Funktionen befindet sich in der Datei markerFree.c.

4.4.8 Hilfsprogramm zur Markerdetektion

Da die Bibliothek zur Markerdetektion dem Visualisierungssystem Amira über ein geeignetes Modul bereitgestellt werden, selbst jedoch unabhängig von Amira sein soll, wurde zum einfachen, von Amira unabhängigen Test ein Programm implementiert, das Dateien im Amira *HyperMesh* Format einlesen und bezüglich darin befindlicher Marker analysieren kann. Das Programm besitzt den Namen findMarker und der Programmcode liegt ebenfalls im Verzeichnis marker-detection auf der beiliegenden CD vor (Anhang B, Seite 187 ff.).

Zum Aufruf des Programms genügt die Eingabe des Programmnamens und des Namens einer Datei, die Daten im Amira *HyperMesh* Format beinhaltet. Optional kann eine Segmentierungsschwelle in Form eines HU Wertes angegeben werden.

```
findMarker imageFile.hm [HU-Value]
```

Das Programm findMarker enthält fest kodiert, die Eigenschaften aller bekannten Marker und binarisiert ohne Angabe einer Segmentierungsschwelle ab 1200 HU. Es werden zuerst sämtliche Eigenschaften der Referenzmarker ausgegeben und anschließend die gesamte Verarbeitungskette der Extraktion bis hin zur Ausrichtung auf die Daten angewendet. Als Ergebnis wird die Anzahl der gefundenen Marker sowie alle ihre Eigenschaften ausgegeben. Durch Umlenkung der Ausgabe in eine Datei können auch CT-Daten mit einer großen Anzahl von Markern testweise untersucht werden. Setzt man zum Zeitpunkt der Übersetzung der Bibliotheksfunktionen die Variable DEBUG, dann liefert jede Verarbeitungsstufe weitere ausführliche Information, die zum Test der Verfahren genutzt werden kann.

4.5 Markerdetektion in Amira

Mit Hilfe des Programms findMarker wurden sämtliche Verarbeitungsergebnisse der Bibliothek zur Markerdetektion rechnerisch kontrolliert. Gefordert ist jedoch ein Modul, das von Amira aufgerufen werden kann, einen CT-Datensatz hinsichtlich der Existenz von Registrierungsmarkern untersucht und das Ergebnis der Markerdetektion in visuell ansprechender Form mit korrekter Position und Orientierung der Marker in Relation zum 3D Patientenmodell anzeigt. Zur Visualisierung der Marker sollen 3D CAD-Modelle herangezogen werden, deren Erstellung und geeignete Bereitstellung einen Teil dieser Arbeit bildet. Des Weiteren ist eine interaktive Korrekturmöglichkeit gefordert, mit der Marker entfernt bzw. deren Eigenschaften bei Bedarf modifiziert werden können. Die Liste der vom planenden Arzt akzeptierten Marker muss zur weiteren Nutzung an ein Ausführungssystem übergeben oder gespeichert werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde das Modul hxMarkerFinder für das Visualisierungssystem Amira entwickelt und implementiert, mit dem sich Registrierungsmarker aus CT-Datensätzen extrahieren lassen. Dieses Modul stellt eine objektorientierte, grafische Benutzerschnittstelle zur Markerdetektionsbibliothek dar und ermöglicht mit Hilfe der DICOM Importbibliothek (Abschnitt 3.6.1, Seite 52 ff.) eine Extraktion von Registrierungsmarkern aus computertomographischen Aufnahmedaten. Das komplette Modul inklusive Programmcode befindet sich auf der beiliegenden CD im Verzeichnis Amira/packages/hxmarkerfinder (Anhang B, Seite 187 ff.).

4.5.1 Das Modul hxMarkerFinder

Das Modul hxMarkerFinder wurde als dynamisch ladbares Modul zur Nutzung in Amira entwickelt. Es handelt sich um ein von der Klasse HxCompModule abgeleitetes Verarbeitungsmodul, das über ein Datenobjekt der Klasse HxRegScalarField3 aufgerufen werden kann und ein neues Datenobjekt der Klasse HxLandmarkSet erzeugt. Eine Instanz der Klasse HxLandmarkSet kann wiederum mit dem Präsentationsmodul hxDisplayLandmarks visualisiert und manipuliert werden (siehe Bild 4.22). Die Beschreibung der einzelnen Klassen kann der Amira *Online*-Referenz entnommen werden [Ami98].

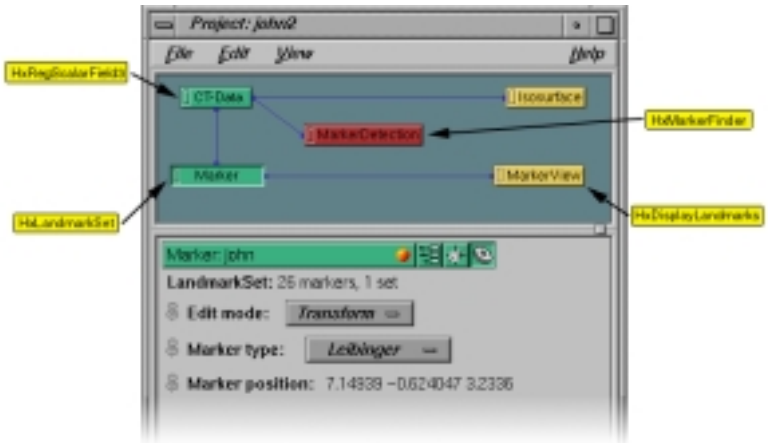

Bild 4.22: Beteiligte Module bei der Markerdetektion

Zur Anmeldung des Moduls hxMarkerFinder in Amira dient die Datei hxmarkerfinder.rc, die im Verzeichnis Amira/share/resources vorliegen muss. Diese Datei hat den folgenden Inhalt, der zur Startzeit von einem TCL Kommandointerpreter ausgewertet wird:

```
module -name "MarkerDetection" \
    -check { [ string compare [ $PRIMARY getTypeId ] HxVoxelGrid ] != 0 }  \
    -primary “HxRegScalarFeld3”  \
    -class "HxMarkerFinder"  \
    -dso "libhxmarkerfinder.so"
```

Die *shared library* des Moduls muss entweder unter dem Verzeichnis lib abgelegt werden, das sich im Installationsverzeichnis von Amira befindet (AMIRA_ROOT) oder unter dem Verzeichnis lib des eigenen Entwicklungsbereiches (AMIRA_LOCAL). Die zugehörigen Umgebungsvariablen werden zum Startzeitpunkt von Amira ausgewertet und müssen entsprechend gesetzt sein.

```
[t]csh:    setenv AMIRA_ROOT /usr/local/Amira
[ba]sh:    export AMIRA_ROOT=/usr/local/Amira

[t]csh:    setenv AMIRA_LOCAL $HOME/Amira
[ba]sh:    export AMIRA_LOCAL=$HOME/Amira
```

4.5.2 Die Benutzerschnittstelle zur Markerdetektion

Die Benutzerschnittstelle zur Detektion von Registrierungsmarkern aus CT-Daten wurde an die Funktionalität des Programms findMarker angelehnt. Als Erstes muss ein CT-Datensatz eingelesen werden, was in Amira über die Menüoption Load... des File-Menüs erfolgen kann (Abschnitt 3.6.2, Seite 53). Nachdem ein Datensatz eingelesen wurde, kann dieser auf vorliegende Registrierungsmarker untersucht werden. Dazu muss das durch ein grünes Sinnbild repräsentierte Datenobjekt der CT-Daten im Netzwerkeditor von Amira mit der rechten Maustaste ausgewählt werden. In der daraufhin erscheinenden Menüliste wird die Funktion MarkerDetection ausgewählt, worauf im Netzwerkeditor ein Symbol für das Verarbeitungsmodul hxMarkerFinder erscheint, das mit den CT-Daten verbunden ist. Im darunter liegenden Arbeitsbereich wird die grafische Benutzerschnittstelle zur Markerdetektion angezeigt (Bild 4.23). Für eine detaillierte Anleitung zur Benutzung des Visualisierungssystems Amira sei an dieser Stelle auf das *Online*-Benutzerhandbuch [Ami98] sowie den entsprechenden Abschnitt in Anhang A verwiesen.

Analog zu findMarker kann ohne zusätzliche Angaben der Detektionsvorgang gestartet werden, indem man die Schaltfläche Start mit der linken Maustaste aktiviert. Der Schwellenwert zur Segmentierung ist im Feld Hounsfield Value: vorgegeben, kann jedoch bei Bedarf geändert werden. Der Vorgabewert sowie alle anderen Textfelder der Benutzerschnittstelle können über die Datei hxmarkerfinder.ad (*application defaults*), die sich im Verzeichnis Amira/share/resources befindet, frei konfiguriert werden. Hier lässt sich z.B. auch problemlos die Anpassung auf eine beliebige Sprache vornehmen.

Bild 4.23: Die grafische Benutzerschnittstelle zur Markerdetektion

Zwischen dem Eingabefeld für die Segmentierungsschwelle und dem Startknopf befindet sich ein Menü, mit dem ein spezieller Markertyp ausgewählt werden kann. Vorgegeben ist ein beliebiger Typ, dessen Segmentierungsschwelle sich aus dem eingestellten HOUNSFIELD Wert ergibt. Des Weiteren kann aus diesem Menü ein frei konfigurierbarer Markertyp ausgewählt werden. Wird dazu der Menüpunkt Other aktiviert, dann erweitert sich die Benutzerschnittstelle um die fünf Eingabeparameter: Volume, Bounding Box, Center of Mass, Moments of Inertia und Radii of Inertia. Über diese Felder können die zugehörigen Eigenschaften eines Markers zur Klassifizierung angegeben werden. Der Menüpunkt Other ist jedoch nur dann sinnvoll, wenn die geforderten Parameter eines Markers bekannt sind und dieser Marker noch nicht im Menü aufgelistet ist. Eine weitaus bessere Möglichkeit ist die Bereitstellung einer Markerrefenz (*Template*), auf die im nachfolgenden Abschnitt detailliert eingegangen wird.

Das Resultat einer Markerdetektion ist eine Liste gefundener Marker, die als neues Datenobjekt vom Typ HxLandmarkSet in Amira erzeugt wird. Diese Markerliste wird im Netzwerkeditor ebenfalls durch ein grünes Symbol repräsentiert, das mit dem Modul zur Markerdetektion verbunden ist. Zusätzlich wird ein so genanntes Präsentationsmodul der Klasse HxDisplayLandmarks aktiviert, das die gefundene Markerliste im grafischen Anzeigebereich von Amira visualisiert.

4.5.3 Nutzung externer „Marker Templates“

Die Visualisierung bekannter Markertypen soll über eigens dafür erstellte 3D CAD-Modelle erfolgen. Diese Modelle können mit beliebigen CAD Programmen erstellt werden, wobei für die Erzeugung der in Abschnitt 4.2 beschriebenen Markertypen das Programm AutoCAD der Firma Autodesk verwendet wurde. Da Amira keine CAD Dateien importieren kann, wurden die 3D Modelldaten vom DXF-Format mit Hilfe des Programms DxfTolv in das Inventor Dateiformat umgewandelt. Dateien dieses Typs können problemlos in Amira eingelesen und deren Inhalt visualisiert werden.

Um das Modul zur Markerdetektion frei konfigurierbar zu gestalten, wurden die Eigenschaften der Registrierungsmarker ebenfalls in externe Dateien ausgelagert. Da Inventordateien sowohl im ASCII- als auch im Binärformat vorliegen können, wurde die ASCII Form gewählt und die Markereigenschaften in diese Dateien integriert. Dadurch sind die Markereigenschaften mit der zugehörigen Geometrie fest verknüpft und können dennoch mit einem konventionellen Texteditor bearbeitet werden. Die Erweiterung einer Inventordatei ist durch die Baumstruktur eines so genannten Inventor Szene-Graphen mit einzelnen szenebeschreibenden Knoten in einfacher Form möglich. Es können beliebige, frei definierbare Knoten in den Szene-Graphen eingefügt werden. Eine Anwendung, die diese Knoten nicht interpretieren kann, ignoriert sie einfach, wohingegen Anwendungen, denen die Bedeutung der Knoten bekannt ist, diese auswerten können. Es soll an dieser Stelle nicht auf den Aufbau von Inventor Szene-Graphen bzw. das Inventor Dateiformat eingegangen werden. Entsprechende Information befindet sich im Kapitel 11 des *Inventor Mentor* [Wer94a], in Kapitel 2 des *Inventor Toolmaker* [Wer94b] sowie in [SGI93a, SGI93c].

Eine mit DxfTolv erzeugte Markerbeschreibungsdatei wird um einen Knoten mit dem Namen MarkerProperties erweitert. Dieser Knoten enthält eine Feldbeschreibung sowie die zugehörigen Felder. Die Knotensyntax ist in Tabelle 4.6 verdeutlicht.

Tabelle 4.6: Syntax eines Inventorknotens zur Markerbeschreibung

```
MarkerProperties {
       fields [            SFString    name,
                           SFShort     value,
                           SFVec3f     refPoint,
                           SFShort     type,
                           SFFloat     volume,
                           MFVec3f     boundingBox,
                           SFVec3f     centerOfMass,
                           SFVec3f     momentsOfInertia,
                           SFVec3f     radiiOfInertia
       ]
       name                “Name des Markertyps“
       value               Hounsfield Wert zur Segmentierung
       refPoint            Rx  Ry  Rz
       type                Markertyp [1, 3], gemäß marker.h
       volume              Volumen in mm3
       boundingBox         [X0  Y0  Z0  X1  Y1  Z1]
       centerOfMass        Cx  Cy  Cz
       momentsOfInertia    IMx  IMy  IMz
       radiiOfInertia      RMx  RMy  RMz
}
```

Für die drei Markertypen Philips Easy Guide, Beekley Spot und Leibinger Schraube wurden 3D CAD-Modelle erstellt, die zugehörigen Markereigenschaften bestimmt, entsprechende Dateien im Inventor Format generiert und diese um den jeweiligen Knoten zur Markerbeschreibung erweitert. Diese Dateien befinden sich im Verzeichnis Amira/share/Templates, in dem das Modul hxMarkerFinder standardmäßig nach solchen Dateien sucht. Das Verzeichnis lässt sich über die Datei hxmarkerfinder.ad konfigurieren.

Nachfolgend ist exemplarisch ein Auszug aus der Markerbeschreibungsdatei des Philips Easy Guide gezeigt. Die Geometriedaten wurden dabei stark verkürzt dargestellt. Die vollständige Datei befindet sich auf der beiliegenden CD im Verzeichnis Amira/share/Templates/Philips-EasyGuide.iv (siehe Anhang B, Seite 187 ff.).

```
#Inventor V2.0 ascii
#
#Philips-EasyGuide.iv
#
#Extended by MarkerProperties Node (Surgical Robotics Lab)

Separator {
    MarkerProperties {
        fields [SFString name,
                SFShort  value,
                SFVec3f  refPoint,
                SFShort  type,
                SFFloat  volume,
                MFVec3f  boundingBox,
                SFVec3f  centerOfMass,
                SFVec3f  momentsOfInertia,
                SFVec3f  radiiOfInertia]
        name                "Philips Easy-Guide"
        value               1200
        refPoint            0.0 0.0 0.0
        type                1
        volume              220.0
        boundingBox         [-6.0 -6.0 -1.0, 6.0 6.0 1.0]
        centerOfMass        0.0 0.0 -0.02
        momentsOfInertia    2100 2100 4060
        radiiOfInertia      3.1 3.1 4.3
    } # MarkerProperties
    Separator {
        DEF PHILIPS Separator {
            Label {
                label    "Philips Easy Guide"
            } # Label
            Material {
                ambientColor    .33 .22 .27
                diffuseColor    .58 .47 .21
                specularColor   .69 .64 .61
                shininess       .38
            } # Material
            Separator {
                Coordinate3 {
                    point  [ 6 0 -0.97767,
                             :
                             0 0  0.02233 ]
                }
                ShapeHints {
                    shapeType         SOLID
                    faceType          CONVEX
                    creaseAngle       0.25
                }
                IndexedFaceSet {
                    coordIndex  [ 0, 1, 2, -1, 0, 3, 1, -1,
                                                  :
                                  160, 149, 146, -1, 160, 87, 149, -1 ]
                }
            }
        }
    }
}
```

Liegen solche Dateien im vereinbarten Verzeichnis für *Marker-Templates* vor, dann werden diese nach dem Start des Moduls hxMarkerFinder eingelesen, ausgewertet und bei korrekter Syntax in das Menü der bekannten Markertypen übernommen. Dadurch ist es möglich, eine Liste von Registrierungsmarkern mit bekannten Eigenschaften für die Klassifizierung aufzubauen, wobei jede Markerregion, die sich entsprechend eines dieser Markertypen klassifizieren ließ, durch das zugehörige CAD-Modell visualisiert werden kann.

4.5.4 Visualisierung der Marker

Nach der Markerextraktion und Klassifikation wird die generierte Markerliste mittels des Präsentationsmoduls hxDisplayLandmarks visualisiert. Die 3D Markermodelle werden dabei in das Modellkoordinatensystem der CT-Daten transformiert und lassen sich so mit dem 3D Patientenmodell darstellen und geometrisch manipulieren. Jeder klassifizierte Markertyp wird durch das zugehörige CAD-Modell repräsentiert, wobei sich durch Auswahl des Symbols für die Markerdaten im Netzwerkeditor eine detaillierte Information zu Typ und Position der Marker anzeigen lässt. Die Selektion eines Markers mit der Maus führt zur Anzeige des zugehörigen Markertyps sowie der Koordinaten im Modellkoordinatensystem. In Bild 4.24 ist das Ergebnis einer Markerdetektion mit den zugehörigen CT-Daten und einem selektierten Philips Marker gezeigt.

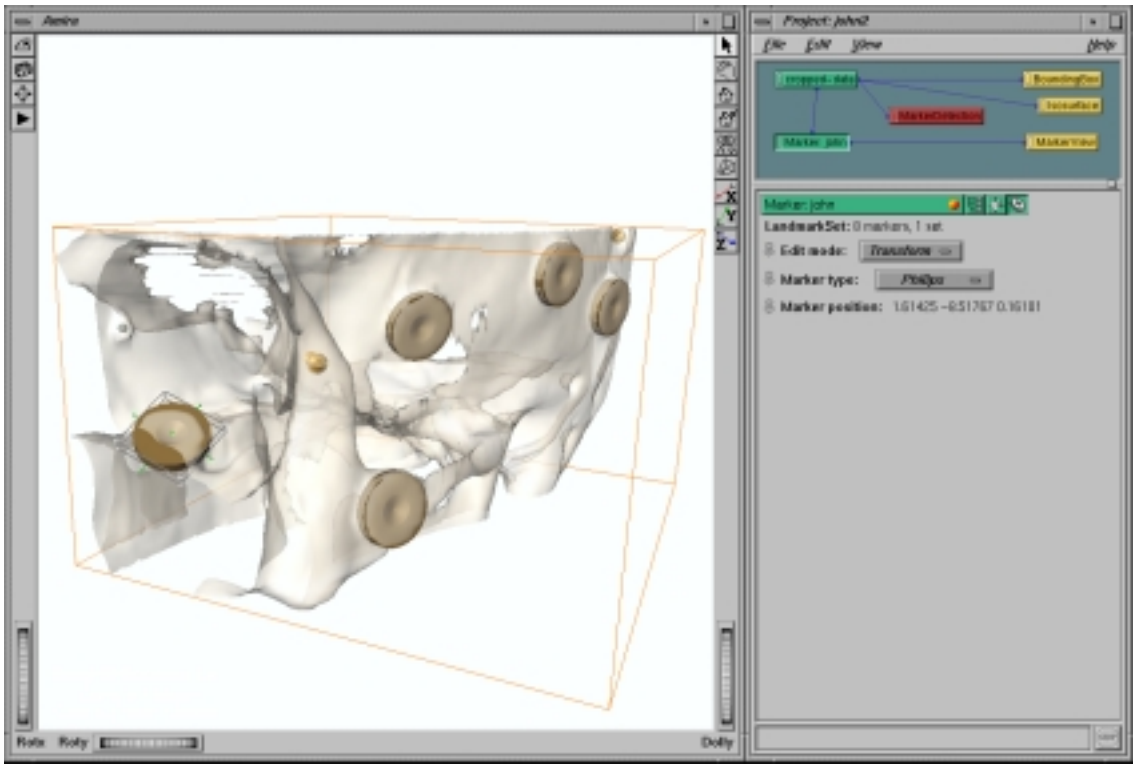

Bild 4.24: Visualisierung erkannter Registrierungsmarker

4.5.5 Manuelle Korrektur

Die automatische Markerdetektion hängt sehr stark von der Qualität der Aufnahmedaten, dem Schichtabstand und der verwendeten Segmentierungsschwelle ab. Befinden sich in einem Datensatz viele unterschiedliche Markertypen, dann kann es durchaus vorkommen, dass nicht alle Marker korrekt klassifiziert werden. In solch einem Fall müssen die entsprechenden Marker manuell umklassifiziert und ggf. deren Ausrichtung korrigiert werden. Zu diesem Zweck wurde ein Editor bereitgestellt, der sich über das zugehörige HxLandmarkSet aufrufen lässt. Der Editor erlaubt die Änderung des Markertyps, die Spiegelung um seine Hauptsymmetrieachse (*Flip*), das Entfernen eines Markers und sogar die beliebige Änderung seiner Position und Orientierung, wobei die letzten beiden Änderungsmöglichkeiten nicht den Vorgaben dieser Arbeit entsprechen, da sie zu einer Verfälschung des Registrierungsergebnisses führen würden. Im Normalfall wird nur das Entfernen überflüssiger Marker (Zahnplomben, Artefakte usw.) sowie die Änderung eines Markertyps von Bedeutung sein. Dazu wird der jeweilige Marker mit der Maus im Anzeigebereich selektiert. Im Arbeitsbereich wird der zugehörige Typ des Markers und seine Position angezeigt. Mittels der Option Remove wird der zugehörige Marker aus der Markerliste entfernt und durch Änderung des Typs wird das zugehörige Markermodell durch das Modell des gewählten Markers ersetzt. In Bild 4.25 ist beispielhaft zu Bild 4.24 ein Marker entfernt und eine Knochenschraube durch einen Beekley Spot Marker ersetzt worden.

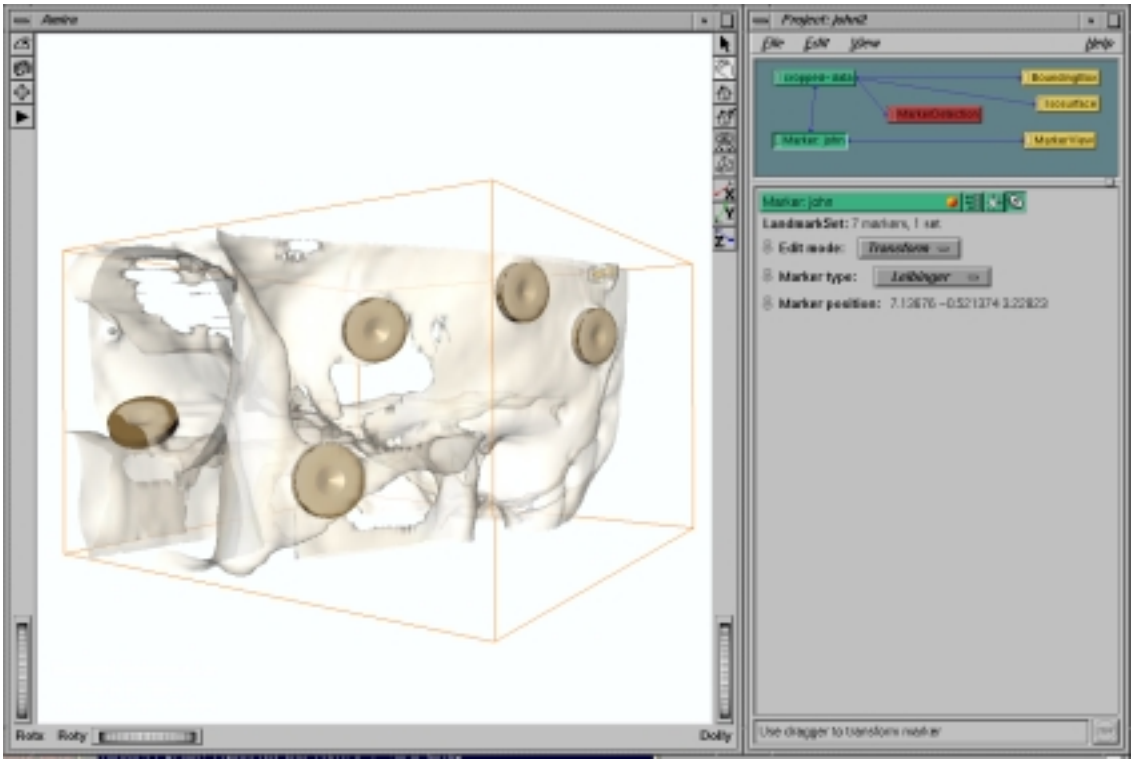

Bild 4.25: Manuelle Korrektur des Klassifizierungsergebnisses

4.6 Testdaten und Genauigkeitsuntersuchungen

Die Ergebnisse der Markerdetektion müssen in vielen Testreihen analysiert und die Genauigkeit des Detektionsverfahrens im Zusammenhang mit der Registrierung verifiziert werden. Mit der Bibliothek zur automatischen Markerdetektion, dem Hilfsprogramm findMarker und dem Amira Modul hxMarkerFinder sind optimale Voraussetzungen für eine Evaluierungsphase geschaffen worden. Als Testdaten lagen diverse mit dem Philips Tomoscan M-EG erzeugte Aufnahmesequenzen vor, die nachfolgend kurz beschrieben werden. Anhand eines Referenzobjektes wird exemplarisch eine Genauigkeitsuntersuchung vorgenommen.

4.6.1 Plexiglasplatte mit drei Philips Easy Guide Markern

Im Verzeichnis images/dicom/philips bzw. in der Datei images/hypermesh/philips.hm auf der beiliegenden CD befinden sich die CT Aufnahmedaten zu einer 10 × 10 cm großen Plexiglasplatte, auf der in drei unterschiedlichen Orientierungen Registrierungsmarker vom Typ Philips Easy Guide befestigt sind. Der Schichtabstand betrug 1 mm und die Schichtdicke 2 mm. Die räumliche Auflösung lag bei 0,5 × 0,5 mm pro Bildpunkt innerhalb einer Schicht und es wurden 69 Schichten erzeugt. Die Analyse des Datensatzes erfolgte mit einer Segmentierungsschwelle von 1200 HU und lieferte visuell korrekte Ergebnisse für die Markerdetektion. In Bild 4.26 ist das rekonstruierte Modell der Plexiglasplatte in semitransparenter Darstellung mit überlagerten Markermodellen gezeigt. Hierbei ist zu bemerken, dass alle Marker bzgl. ihres Typs und ihrer Orientierung korrekt erkannt wurden und keine manuelle Korrektur erforderlich war. Ein Marker hat dabei die Abmessungen von 12 mm im Durchmesser und 2 mm in der Höhe. Eine Lageabweichung von 1 mm entspräche demzufolge einer halben Markerhöhe. Das visuelle Ergebnis der Markerdetektion erscheint somit gut.

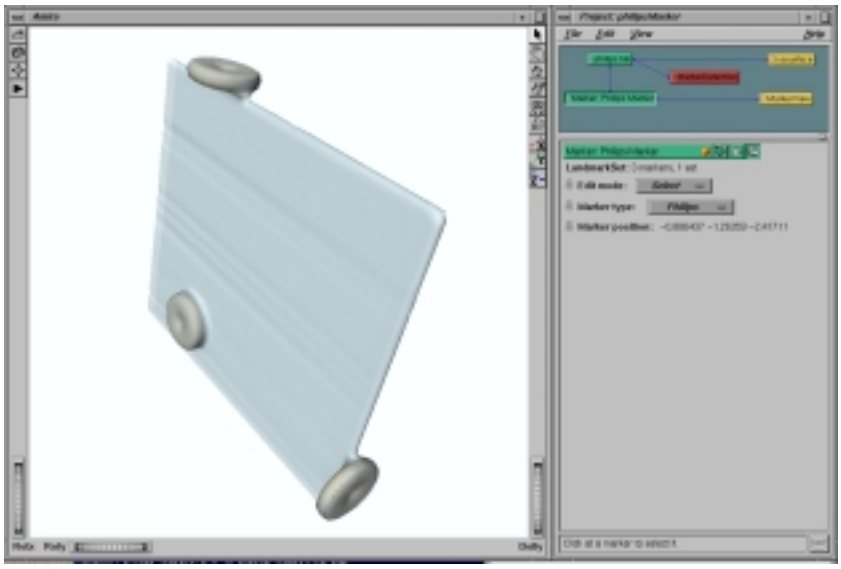

Bild 4.26: Visuelles Ergebnis der Detektion von Easy Guide Markern

4.6.2 Holzkugel mit Beekley Spots und Leibinger Schrauben

Im Verzeichnis images/dicom/kugel bzw. in der Datei images/hypermesh/kugel.hm auf der beiliegenden CD befinden sich die CT Aufnahmedaten zu einer Buchenholzkugel, auf der in symmetrischer Form acht Beekley Spots aufgeklebt und vier Knochenschrauben eingeschraubt wurden. Der Schichtabstand und die Schichtdicke betrugen jeweils 2 mm. Die räumliche Auflösung lag bei 0,5 × 0,5 mm pro Bildpunkt innerhalb einer Schicht und es wurde ein Bereich von 25 Schichten ausgewertet. Die Analyse des Datensatzes erfolgte mit den Segmentierungsschwellen 1600, 1800 und 2000 HU, wobei niedrigere Werte zu besseren Klassifikationsergebnissen führten. In Bild 4.27 sind die rekonstruierten Marker in semitransparenter Darstellung mit überlagerten CAD-Modellen gezeigt.

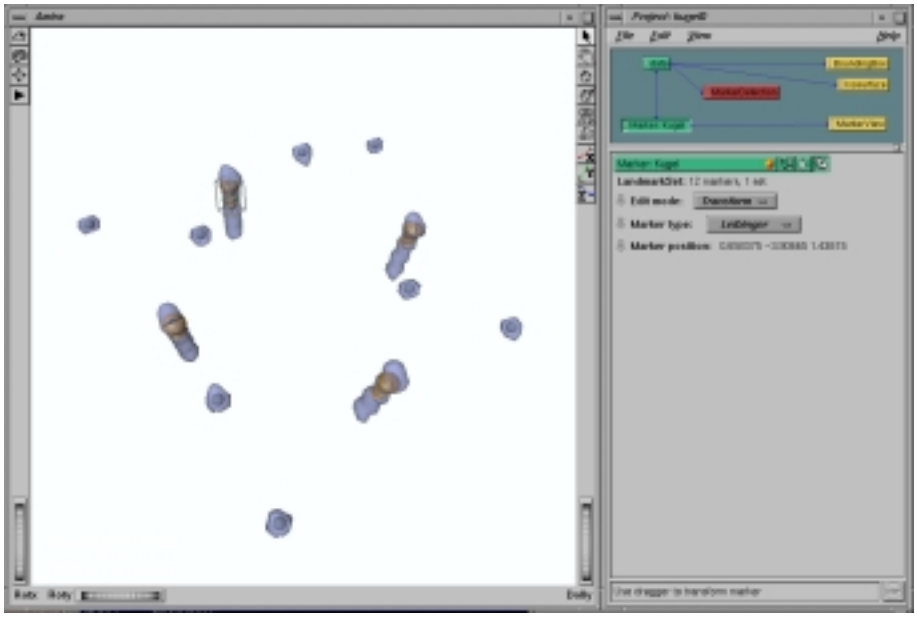

Bild 4.27: Visuelles Ergebnis der Detektion kombinierter Markertypen

Es wurden 12 Marker erkannt und alle Schrauben korrekt klassifiziert. Aufgrund der abweichenden Länge der verwendeten Schrauben im Gegensatz zu den Referenzmodellen stimmt der Schwerpunkt nicht überein. Die Orientierung der Hauptsymmetrieachse wurde zwar korrekt erkannt, doch musste in drei Fällen das Markermodell um diese Achse gespiegelt werden. An dieser Stelle sollte für die verwendete Schraube ein CAD-Modell mit seinen Eigenschaften zur Klassifizierung bereitgestellt werden. Aufgrund des Schichtabstandes wurden fünf der acht Beekley Spots nicht klassifiziert, da sie lediglich ein Signal in einer Schicht hervorriefen. Stattdessen wurden unbekannte Markertypen angenommen. Auch diese Marker mussten manuell auf den korrekten Typ geändert werden. Nach den Änderungen entsprachen die Positionen der Beekley Spots den Mittelpunkten der Marker in den CT-Schichten. An dieser Stelle ist zu bemerken, dass Beekley Spots einen Durchmesser von nur 1,5 mm besitzen und sich alle Markermodelle visuell mit den CT-Daten in Übereinstimmung befanden. Dieses Ergebnis lässt eine Genauigkeit des Detektionsverfahrens im Submillimeterbereich vermuten und erscheint für die Registrierung schon recht zufrieden stellend.

4.6.3 Schädelphantom mit diversen Markertypen

Im Verzeichnis images/dicom/skull bzw. in der Datei images/hypermesh/skull.hm auf der beiliegenden CD befinden sich die CT Aufnahmedaten zu einem Schädelmodell aus Kunststoff, das mit einer Vielzahl unterschiedlicher Markertypen und Miniplatten versehen ist. Der Schichtabstand und die Schichtdicke betrugen jeweils 2 mm. Die räumliche Auflösung lag bei 0,605469 × 0,605469 mm pro Bildpunkt innerhalb einer Schicht und es wurde ein Bereich von 35 Schichten ausgewertet. Die Analyse des Datensatzes erfolgte mit einer Segmentierungsschwelle von 1200 HU, wobei sich deutlich abzeichnet, dass die Wahl von nur einer Segmentierungsschwelle für die Detektion von unterschiedlichen Markertypen problematisch ist. Stattdessen müssten mehrere Detektionsdurchläufe mit variierenden Schwellenwerten erfolgen. Bild 4.28 zeigt die überlagerte Darstellung von CT-Daten und Markermodellen, nach manueller Korrektur.

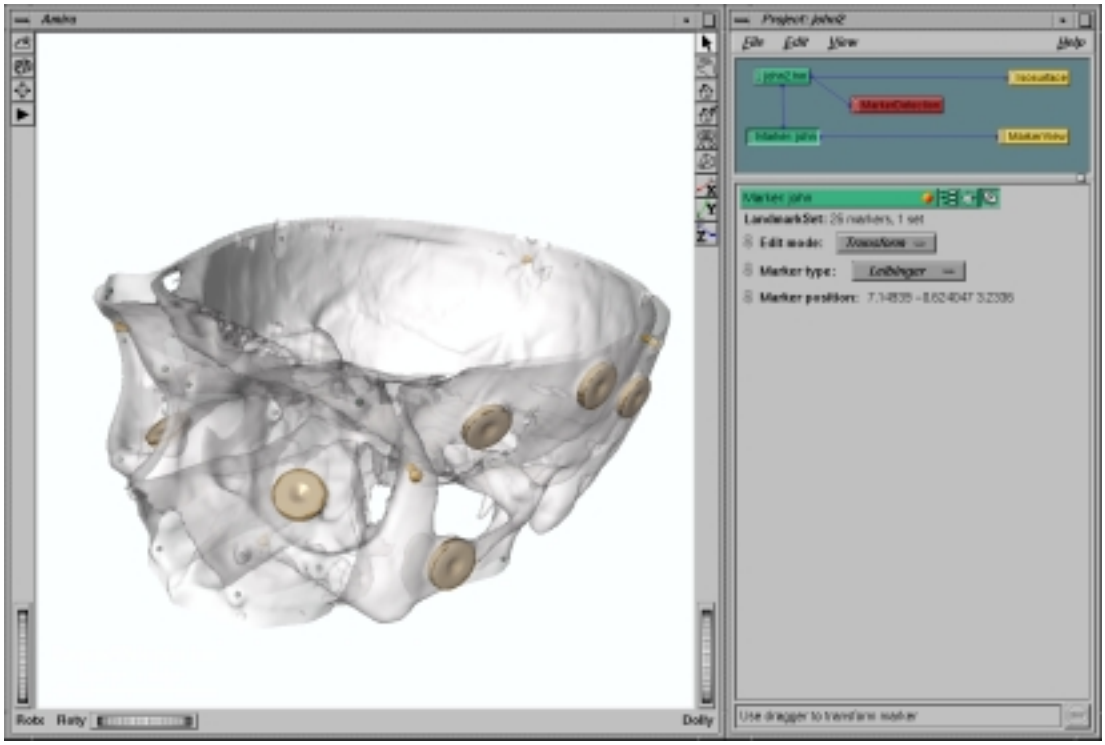

Bild 4.28: Visuelles Ergebnis der Markerdetektion an einem Schädelphantom

In diesem Datensatz wurden 30 Marker erkannt. Die Miniplatten wurden falsch klassifiziert, da für sie kein Referenzmodell vorlag. Die falsch erkannten Marker wurden aus dem Modell entfernt. Von den verbleibenden Markern waren sechs Stück nicht klassifiziert, die manuell in Beekley Spot Marker abgeändert wurden. Visuell entspricht das Ergebnis der automatischen Markerdetektion dem aus den CT-Daten rekonstruierten Modell. Insbesondere Philips Marker scheinen sich ohne manuelle Eingriffe gut aus CT-Daten segmentieren und aufgrund ihrer Form eindeutig klassifizieren zu lassen. Für eine weitere Untersuchung der Genauigkeit müssen allerdings exakte Messungen erfolgen und die Ergebnisse über die Registrierung verifiziert werden.

4.6.4 Genauigkeitsuntersuchungen an einem Referenzobjekt

Im Verzeichnis images/dicom/ruler bzw. in der Datei images/hypermesh/ruler.hm auf der beiliegenden CD befinden sich die CT Aufnahmedaten zu einem 20 cm langen Lineal aus Plexiglas. Auf dem Lineal wurden drei Philips Marker vom Typ Easy Guide in Abständen von 10 cm, fünf Leibinger Knochenschrauben in Abständen von 5 cm und zwei Gruppen mit je vier Beekley Spots in Abständen von 2 cm befestigt (Bild 4.29).

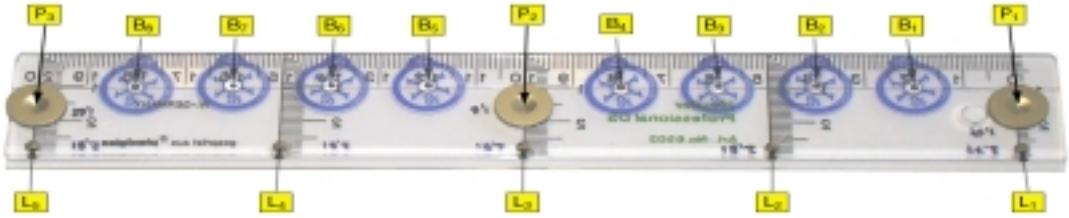

Bild 4.29: Referenzobjekt mit diversen Markertypen

Es wurden drei Aufnahmereihen mit dem Tomoscan M-EG bei 120 kV/10 mA angefertigt. Der Schichtabstand und die Schichtdicke betrugen jeweils 2 mm. Die erste Aufnahmesequenz erfolgte mit axialer Ausrichtung des Lineals und lieferte 110 Schichten. Die zweite Aufnahme führte bei transversaler Linealausrichtung zu 14 Schichten, und für die dritte Aufnahme wurde das Lineal mit einem Winkel von ca. 45° zur Aufnahmerichtung positioniert und 84 Schichten generiert. Die exakte Position des Lineals ist hierbei nicht maßgeblich, da lediglich die relativen Markerpositionen zueinander bestimmt werden sollen. Die Länge des Lineals entspricht einer vorstellbaren, maximalen Distanz zwischen Registrierungsmarkern im Zusammenhang mit operativen Eingriffen aus dem Bereich der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie, so dass die Genauigkeit des Verfahrens über eine repräsentative Ausdehnung bestimmt werden kann.

Alle Markerpositionen wurden mit dem automatischen Detektionsverfahren über die Segmentierungsschwellen 1200, 1600 und 2000 HU aus dem CT-Datensatz ermittelt. Im ersten Fall (0°) wurden die Philips Marker korrekt klassifiziert und deren Orientierungen richtig erkannt. Von den fünf Leibinger Schrauben musste lediglich eine manuell klassifiziert, jedoch vier in ihrer Orientierung korrigiert werden. Von den acht Beekley Spots konnten nur vier automatisch klassifziert werden. Im zweiten Fall (45°) wurden wieder alle Philips Marker korrekt klassifiziert, es musste allerdings einer der Marker in seiner Orientierung um 180° gedreht werden, was über die Menüoption "Flip Marker" einfach erfolgen kann. Die Leibinger Schrauben wurden korrekt klassifiziert, doch mussten alle in ihrer Orientierung korrigiert werden. Die Beekley Spots wurden bis auf einen korrekt klassifiziert. Im dritten Fall (90°) liegen die ungünstigsten Bedingungen für die Erkennung und Klassifizierung der Philips Marker vor, da diese maximal in zwei Schichten ein Signal lieferten. Bei einer Segmentierungsschwelle von 1200 HU wurde nur einer der drei Marker korrekt klassifiziert. Bei 1000 HU konnten zwei der Marker korrekt erkannt werden. Diese Marker sind allerdings bereits visuell um einen bis zwei Millimeter in der Aufnahmeebene verschoben und die Orientierungen konnten nicht eindeutig bestimmt werden. Die Leibinger Schrauben wurden korrekt klassifiziert, sie

mussten jedoch alle in ihrer Orientierung leicht korrigiert werden. Von den Beekley Spots wurde nur einer korrekt klassifiziert. Bei einem Beekley Spot (B_6, Bild 4.29) existierte in den CT-Daten keine zusammenhängende Region mehr, so dass zwei Marker erkannt wurden. Dieser Fall lässt sich manuell nur schwer korrigieren, da einer der Marker entfernt und der andere verschoben werden muss. An dieser Stelle müsste eine weitere Variation der Segmentierungsschwelle erfolgen. Von den 48 ermittelten Markerpositionen aus den drei Messungen ist lediglich der Wert des Beekley Spots B_6 aus der Transversalmessung (90°) nicht verlässlich. Als auswertbares Ergebnis liegen die Positionen der berechneten Markerschwerpunkte vor, die in Tabelle 4.7 zusammengefasst sind.

Tabelle 4.7: Markerpositionen im Modellkoordinatensystem

[cm]	0° Messung (axial)			45° Messung (axial)			90° Messung (axial)		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
P_1	0,308	0,235	9,831	-6,990	9,507	6,980	-9,760	8,684	-0,326
P_2	0,242	0,179	-0,174	0,117	9,523	-0,082	0,246	8,839	-0,303
P_3	0,202	0,089	-10,107	7,170	9,504	-7,098	10,193	8,874	-0,300
L_1	0,637	-0,938	9,816	-6,926	8,279	6,999	-9,756	7,473	-0,295
L_2	0,557	-0,968	4,865	-3,414	8,297	3,465	-4,772	7,525	-0,330
L_3	0,499	-1,001	-0,196	0,121	8,312	-0,095	0,254	7,577	-0,332
L_4	0,550	-1,013	-5,147	3,699	8,318	-3,544	5,211	7,641	-0,180
L_5	0,522	-1,038	-10,138	7,246	8,330	-7,072	10,226	7,697	-0,168
B_1	0,259	0,780	7,802	-5,484	10,062	5,592	-7,749	9,263	-0,345
B_2	0,243	0,813	5,836	-4,073	10,114	4,207	-5,751	9,323	-0,347
B_3	0,220	0,791	3,823	-2,654	10,098	2,793	-3,757	9,341	-0,300
B_4	0,209	0,744	1,805	-1,249	10,070	1,401	-1,753	9,321	-0,345
B_5	0,186	0,762	-2,100	1,552	10,116	-1,400	2,187	9,415	-0,300
B_6	0,186	0,752	-4,100	2,989	10,113	-2,788	4,184	9,409	-0,295
B_7	0,182	0,720	-6,142	4,417	10,095	-4,216	6,214	9,426	-0,300
B_8	0,161	0,671	-8,153	5,840	10,064	-5,643	8,230	9,401	-0,300

Zur Auswertung der Daten wurden die Abstände zwischen 15 Markerpaaren vermessen und aus den erkannten Markerpositionen berechnet. Anhand des Lineals können die Abstände lediglich mit einer Genauigkeit von maximal 0,5 mm abgelesen werden. Aus diesem Grund wurde eine Messlehre verwendet, mit der sich die Abstände zwischen den Markern mit einer Genauigkeit von 0,02 mm bestimmen lassen, wobei alle Abstände zwischen den Markerpaaren zur Verbesserung des Messergebnisses über die Markerduchmesser ermittelt wurden. Die Kugeldurchmesser der Beekley Spots variierten dabei zwischen 0,14 und 0,17 mm. Für die Untersuchung wurde die Messgenauigkeit jedoch auf 0,1 mm beschränkt, da die Pixelauflösung innerhalb der Schichten diesen Wert nicht unterschreitet und klebefixierte Marker bei einer Kontaktmessung leicht verschoben werden können.

Bild 4.30 zeigt die Darstellung des aus den CT-Daten rekonstruierten Lineals mit den erkannten, durch ihr CAD Modell repräsentierten Markern der ersten Aufnahmereihe.

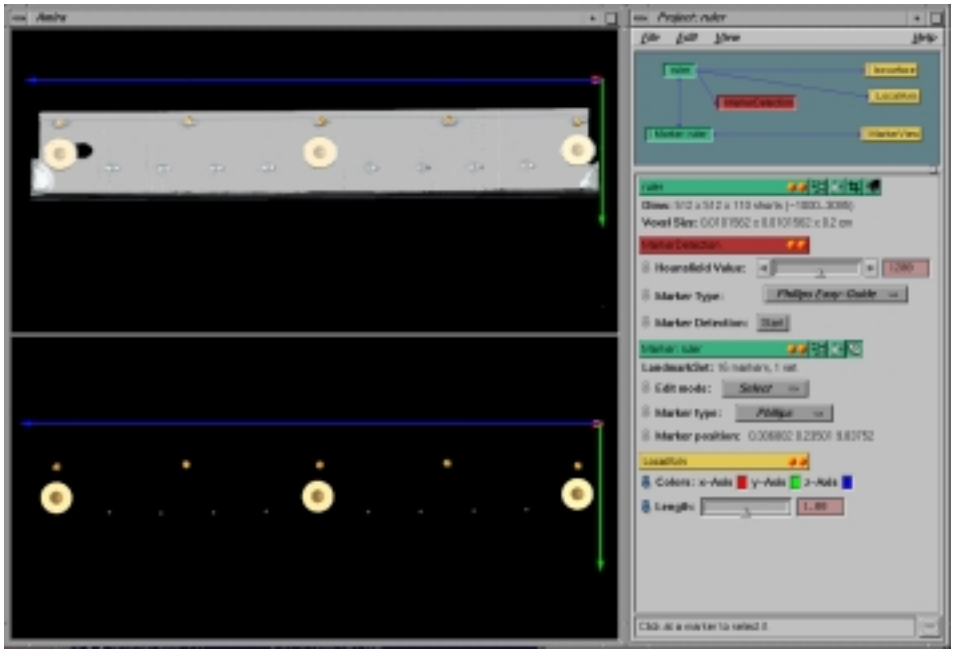

Bild 4.30: Visuelles Ergebnis der Markerdetektion an einem Referenzobjekt

Tabelle 4.7 stellt die gemessenen und berechneten Werte gegenüber. Hierbei handelt es sich allerdings nur um eine exemplarische Untersuchung zur groben Abschätzung der Genauigkeit des Detektionsverfahrens. Die Stichprobenanzahl ist mit 15 Markerpaaren bei drei Messungen relativ gering, und es sollten weiterhin Aufnahmen mit unterschiedlichen Schichtabständen berücksichtigt werden.

Tabelle 4.8: Abstände zwischen Markerpaaren

[cm]	gemessener Abstand	berechneter Abstand aus 0° Messung	berechneter Abstand aus 45° Messung	berechneter Abstand aus 90° Messung
P_1-P_2	10,01	10,005	10,019	10,007
P_2-P_3	9,96	9,933	9,948	9,947
P_1-P_3	19,97	19,939	19,967	19,954
L_1-L_2	4,98	4,951	4,982	4,984
L_2-L_3	5,04	5,061	5,017	5,026
L_3-L_4	4,96	4,951	4,970	4,960
L_4-L_5	5,00	4,991	5,003	5,015
L_1-L_5	19,98	19,970	19,971	19,984
B_1-B_2	1,97	1,966	1,978	1,999
B_2-B_3	2,00	2,013	2,003	1,995
B_3-B_4	2,03	2,019	1,978	2,005
B_4-B_5	3,94	3,905	3,961	3,941
B_5-B_6	1,98	2,000	1,998	1,997
B_6-B_7	2,04	2,042	2,020	2,030
B_7-B_8	2,02	2,012	2,016	2,016

Als Ergebnis der Genauigkeitsuntersuchung liegen die in Tabelle 4.9 gezeigten Abweichungen zwischen den gemessenen und den berechneten Werten vor. Daraus lässt sich schließen, dass die maximale Detektionsgenauigkeit bei 0,5 mm und die durchschnittliche Genauigkeit unter 0,2 mm liegt, was im Normalfall allerdings auch der Pixelauflösung innerhalb der Schichten entspricht.

Tabelle 4.9: Abweichung zwischen gemessenen und ermittelten Werten

[mm]	0° Messung	45° Messung	90° Messung	Total (n = 45)
max. Abw.	0,35	0,52	0,29	0,52
∅ Abw.	0,16	0,14	0,11	0,13

Aufnahmen mit geringerem Schichtabstand könnten die Genauigkeit der Positionsbestimmung in axialer Richtung zwischen den Schichten noch geringfügig verbessern. Die Klassifikation würde jedoch von einem geringeren Schichtabstand in Kombination mit einer linearen Interpolation zwischen den Schichten *deutlich* profitieren. Ein wesentlicher Faktor zur genauen Bestimmung der Markerpositionen ist die geeignete Wahl der Segmentierungsschwellen, die in Abhängigkeit von der Lage der Marker in Relation zu den Schichten sowie der Pixelauflösung innerhalb der Schichten zu unterschiedlichen Ergebnissen führen.

4.6.5 Genauigkeitsuntersuchungen über die Registrierung

Die Lageerkennung der Registrierungsmarker und die Rekonstruktionsgenauigkeit liegen nach ersten Erkenntnissen im zehntel Millimeterbereich. Die Genauigkeit der Markerorientierung ist lediglich für die Knochenschrauben von Bedeutung, da nur dort der Markerreferenzpunkt nicht innerhalb dieser Genauigkeit mit dem Schwerpunkt zusammenfällt, sondern zu diesem um 0,55 mm auf der Hauptsymmetrieachse verschoben ist. Im Falle einer korrekten Klassifikation bestimmt die Genauigkeit der ermittelten Hauptträgheitsachsen das Ergebnis der Markerposition. Da der Marker manuell um seine Hauptträgheitsachse gespiegelt werden kann, liegt im Extremfall eine Winkelabweichung von 90° Grad vor. Daraus resultiert ein maximaler Fehler von $\sqrt{0{,}55^2 + 0{,}55^2}$ mm also 0,78 mm. Für die Registrierung mit Hilfe von Knochenschrauben sind aus diesem Grund Schraubentypen mit größerem Schraubenkopf zu empfehlen. Zum einen lassen sich diese Schrauben besser aus den Daten segmentieren und klassifizieren und zum anderen verschiebt sich der Schwerpunkt durch die höhere Masse in Richtung Schraubenkopf, was zu einer Verminderung des Gesamtfehlers führen würde.

In der nächsten Stufe müssen die Ergebnisse der Markerdetektion anhand einer Registrierung des Referenzobjektes überprüft werden. Die Registrierung kann sowohl mit dem bisher eingesetzten *Leksell Scope Planner* als auch mit einer individuellen Auswertung der optisch ermittelten Positionsdaten erfolgen. Ziel sollte es sein, über die Markerpositionen einen beliebigen Punkt auf dem Objekt mit einer robotergeführten Messspitze ansteuern zu können. Erst über die dabei erreichte Genauigkeit lässt sich die klinische Einsetzbarkeit des automatischen Detektionsverfahrens überprüfen. Diese Überprüfung ist jedoch nicht Bestandteil der vorliegenden Arbeit.

4.7 Erweiterungsmöglichkeiten

Die implementierten Algorithmen und Verfahren liefern zwar zufrieden stellende Ergebnisse, doch bedeutet das nicht, dass sie sich nicht noch verbessern lassen. Im Laufe der Arbeit wurden bereits einige verbesserungswürdige Punkte erwähnt, die an dieser Stelle für nachfolgende Arbeiten noch einmal zusammengefasst werden sollen.

Ein wesentlicher Schwachpunkt erscheint die bisherige Nutzung einer einfachen Segmentierungsschwelle anstelle eines Segmentierungsintervalls zu sein. Bei Verwendung eines Intervalls ließe sich die Extraktion einzelner Markertypen vornehmen, die in einer ersten Vorgabe nicht berücksichtigt wurde, da davon ausgegangen wurde, dass immer alle Marker aus dem Datensatz extrahiert werden sollen. Darüber hinaus lag zu Beginn der Arbeit noch keine genaue Kenntnis zu den HOUNSFIELD Bereichen der einzelnen Marker vor. Die Anpassung auf die Nutzbarkeit einer oberen und unteren Segmentierungsschwelle erfordert die Erweiterung der Datenstruktur markerType (siehe Abschnitt 4.4.2, Seite 82), die Änderung der Bibliotheksfunktion markerExtraction(), die Änderung der Aufrufparameter des Programms findMarker sowie die Erweiterung der grafischen Benutzerschnittstelle des Moduls hxMarkerFinder auf zwei Eingabefelder. Zusätzlich muss das modifizierte Inventor Dateiformat inklusive der Auswerteroutine sowie die Bibliotheksfunktion classifyMarker() hinsichtlich der Existenz einer oberen und unteren Segmentierungsschwelle angepasst werden.

Im Verlauf der Arbeit zeigte sich auch, dass die Kenntnis des Zusammenhangs zwischen HOUNSFIELD Werten und Materialdichte zur Bestimmung des Schwerpunktes und der Trägheitsmomente von Vorteil wäre (Abschnitt 4.3.2). Ein solcher Zusammenhang müsste durch umfangreiche Messreihen aufgestellt werden, wenn er nicht bereits in der Literatur vorliegt. Eine entsprechende Recherche führte leider nicht zu einem positiven Ergebnis. Die Bestimmung der physikalischen Eigenschaften aus den tomographischen Aufnahmedaten ließe sich ebenfalls noch verbessern, wenn zwischen den Aufnahmewerten trilinear interpoliert werden würde, anstatt nur die Aufnahmewerte der kubischen Voxel zu berücksichtigen. Eine Subvoxelgenauigkeit würde vermutlich zu einem verbesserten Ergebnis bei der Berechnung der Trägheitsmomente und somit auch bei der Bestimmung der Markerorientierung führen. Durch die Beschränkung aller Berechnungen auf die Begrenzungsvolumen potentieller Markerregionen, muss die Berechnung auf Subvoxelniveau lediglich für kleine Bereiche erfolgen, so dass die Verarbeitungsgeschwindigkeit kontrollierbar steigen würde.

Im Rahmen der Markerextraktion (Abschnitt 4.4.3) wurde auch bereits auf die Möglichkeit des Einsatzes morphologischer Operationen der digitalen Bildverarbeitung eingegangen, mit der die Bestimmung potentieller Markerregionen unter Umständen verbessert werden kann. Eine Erweiterung der Bibliotheksfunktion extractMarkers() um die beiden Verarbeitungsstufen der Erosion und Dilatation bietet die Möglichkeit, der Trennung dicht beieinander liegender Markerregionen und erlaubt eine Tiefpassfilterung der Aufnahmedaten zur Elimination unerwünschter Artefakte.

Die in dieser Arbeit gewählte Klassifizierungsmethode ist mit Sicherheit stark verbesserungswürdig und wird sich spätestens bei der Erweiterung der Markerreferenzdaten auf zusätzliche Marker als wenig flexibel erweisen (siehe Abschnitt 4.4.5). Für eine optimale Klassifikation muss stets der Merkmalsraum aller vorliegenden Merkmale auf Überschneidungen untersucht und neu definiert werden. Statt der in dieser Arbeit gewählten geometrischen Optimierungsmethode wäre die Aufstellung geeigneter Kostenfunktionen oder der Einsatz von Verfahren der *Fuzzy-Logic* anzuraten. Auch mit neuronalen Netzen lassen sich brauchbare Klassifizierungsverfahren implementieren, die durchaus als eigenständige Diplomarbeiten vergeben werden können.

Als letzte der vielen, möglichen Verbesserungen soll kurz auf die automatische Erzeugung so genannter *Marker-Templates* eingegangen werden. Die Erstellung dieser CAD-Referenzdaten, unter Berücksichtigung der markertypischen Kenngrößen, ist relativ aufwendig und kann nur von Personen vorgenommen werden, die mit entsprechenden Programmen vertraut sind. Der normale Benutzer steht jedoch vermutlich oft vor dem Problem einen neuen Datensatz vor sich zu haben, den er z.B. mit Amira visualisieren kann, und in dem er durch einfache Schwellenwertsegmentierung Marker extrahieren kann. Die automatische Extraktion scheitert letztlich nur daran, dass keine Referenzdaten für diesen Markertyp vorliegen. Gelingt es nun, aus den segmentierten Markern diese Daten nach visueller Kontrolle automatisch berechnen zu lassen und diese Daten inklusive des zugehörigen Oberflächenmodells abzuspeichern, dann können jederzeit *Marker-Templates* zur automatischen Extraktion und Klassifikation generiert werden.

4.8 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde ein automatisches Verfahren zur Lokalisierung und Klassifizierung von Registrierungsmarkern in CT-Daten vorgestellt. Die implementierte Bibliothek sollte sich dabei einfach auf unterschiedliche Rechnersysteme portieren lassen. Der Programmcode liegt auf der beiliegenden CD im Verzeichnis markerdetection vor. Diese Bibliothek wurde ebenfalls erfolgreich in das Visualisierungssystem Amira des Konrad-Zuse-Zentrums für Informationstechnik (ZIB) eingebunden und ermöglicht es, CT-Daten auf die Existenz von Registrierungsmarkern zu überprüfen, die erkannten Marker zu visualisieren und das Detektionsergebnis ggf. zu korrigieren. Durch die Nutzung externer CAD-Modelle zur Klassifizierung und Visualisierung kann das Verfahren problemlos hinsichtlich neuer Markertypen erweitert werden. Das komplette Modul zur Markerdetektion inklusive der *Marker-Templates,* in Form von Textdateien im erweiterten Inventor ASCII Format, befindet sich ebenfalls auf der beiliegenden CD im Verzeichnis Amira/packages/hxmarkerfinder (siehe Anhang B, Seite 187 ff.).

5 Computergestützte 3D Planung

In Kapitel 2 wurde die der Arbeit zugrundeliegende chirurgische Problemstellung beschrieben. Es sollen am Patientenschädel Bohrungen vorgenommen werden, in die im Anschluss Implantate eingeschraubt werden, die zur Aufnahme des Befestigungssteges für eine Ohrepithese dienen. Das Problem, das sich einem Arzt hier stellt, ist die korrekte Platzierung der Implantate für die optimale Lage des Befestigungssteges, unter Berücksichtigung der vorliegenden Knochenstrukturen. In Anlehnung an die in Abschnitt 2.1.1 beschriebene konventionelle Vorgehensweise wurde ein Planungswerkzeug entwickelt und bereitgestellt, mit dem die Positionierung der Implantate am aus den CT-Daten rekonstruierten 3D Schädelmodell vorgenommen und sowohl qualitativ als auch quantitativ bewertet werden kann. In diesem Kapitel wird der implementierte Prototyp des Planungssystems vorgestellt, der auf dem am Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin (ZIB) entwickelten 3D Visualisierungssystem Amira basiert und dieses um die entsprechende Funktionalität erweitert. Das Planungssystem integriert dabei die Möglichkeiten einer ersten Diagnose anhand computertomographischer Aufnahmen, einer computergestützten 3D Planung zur optimalen Implantatpositionierung sowie der Bereitstellung aller erforderlichen Daten für eine robotergestützte Umsetzung der Planung.

5.1 Prototyp eines grafischen 3D Planungssystems

Das Visualisierungssystem Amira ist ein modulares Programmpaket zur wissenschaftlichen Visualisierung großer Datenmengen, wie sie bei medizinischen Bilddaten im Allgemeinen vorliegen. Mit Amira lassen sich solche Daten auf mannigfaltige Art darstellen, bearbeiten und interaktiv manipulieren [Ami98]. Das gesamte Visualisierungssystem basiert dabei auf der objektorientierten Grafikbibliothek Open Inventor, die ihrerseits die Funktionalität von Open GL kapselt und in Form einer komplexen Programmierschnittstelle bereitstellt [Wer94a]. Open GL ist eine leistungsfähige 3D Grafikbibliothek, die zwar unabhängig von einer speziellen *Hardware* ist, deren Funktionalität jedoch sehr gut auf eine Grafik-Hardware abgebildet werden kann [NDW93]. Unter Verwendung solch einer geeigneten Grafik-Hardware, wie sie z.B. von Silicon Graphics bereitgestellt wird, bietet Open GL eine außerordentlich hohe Verarbeitungsgeschwindigkeit, die der interaktiven Manipulation komplexer Daten zu Gute kommt.

In Abschnitt 3.6 wurde bereits beschrieben, wie medizinische Bilddaten in das Visualisierungssystem Amira importiert werden können. Auf Basis solcher Daten soll eine Diagnose und Planung vorgenommen werden, über die chirurgische Eingriffe der Epithetik in ihrer Genauigkeit verbessert werden sollen. Nachfolgend wird das Modul hxEpiPlan zur chirurgischen Planung vorgestellt, mit dem sich alle Schritte der Planung, von der Begutachtung der Projektionsansichten, über die Generierung und Visualisierung eines daraus rekonstruierten 3D Modells, der Auswahl und Platzierung von Implantaten bis hin zum Export der Planungsdaten interaktiv durchführen lassen. Das

Planungssystem stellt dabei einen ersten Prototyp dar, mit dem gezeigt werden soll, welche Möglichkeiten sich einem planenden Arzt bei der computergestützten Planung bieten und ob sich durch den Einsatz eines solchen Systems eine Verbesserung des operativen Ergebnisses erzielen lässt. Das Modul hxEpiPlan befindet sich inklusive Programmcode auf der beiliegenden CD im Verzeichnis Amira/packages/hxepiplan (Anhang B, Seite 187 ff.).

5.1.1 Das Modul hxEpiPlan

Mit hxEpiPlan wird das Visualisierungssystem Amira um ein dynamisch ladbares Modul erweitert, dass die geforderte Planung anhand von CT-Daten und den daraus rekonstruierten Oberflächenmodellen ermöglicht. Es stellt dabei ein interaktiv nutzbares Verarbeitungsmodul dar, das im Gegensatz zu den sonstigen Amira Modulen weder einem Daten- noch einem reinen Verarbeitungs- oder Präsentationsmodul entspricht. Ein Modul der Art von hxEpiPlan könnte man im Prinzip als Anwendungsmodul bezeichnen, das die Funktionalität von Amira für eine konkrete Aufgabenstellung nutzt.

Der ausführbare Programmcode von hxEpiPlan muss sich entweder im Installationsverzeichnis von Amira oder in einem lokalen Entwicklungsbereich befinden, auf den über die Umgebungsvariable AMIRA_LOCAL verwiesen wird. Diese und die Variable AMIRA_ROOT werden zur Startzeit von Amira ausgewertet und die entsprechenden Verzeichnisse auf die Existenz zusätzlicher Module überprüft.

```
[t]csh:   setenv AMIRA_ROOT /usr/local/Amira
[ba]sh:   export AMIRA_ROOT=/usr/local/Amira

[t]csh:   setenv AMIRA_LOCAL $HOME/Amira
[ba]sh:   export AMIRA_LOCAL=$HOME/Amira
```

Mittels der Datei hxepiplan.rc, die sich im Verzeichnis Amira/share/resources befindet, wird das Modul hxEpiPlan bekannt gemacht. Die Datei hxepiplan.rc hat dabei den folgenden Inhalt:

```
module -name "EpiPlan" \
    -class “HxEpiPlan” \
    -primary “HxSurface” \
    -secondary “HxRegScalarField3” \
    -dso "libhxepiplan.so"
```

Die Erzeugung einer Instanz der Klasse HxEpiPlan ist somit von der Existenz der beiden Datenobjekte HxSurface und HxRegScalarField3 abhängig, was bedeutet, dass diese beim Aufruf des Moduls in Amira instanziert, also geladen sein müssen. Über die beiden Datenobjekte lässt sich das Modul hxEpiPlan mit dem Namen EpiPlan aufrufen. Die *shared library*, in der sich der Programmcode befindet, besitzt den Namen libhxepiplan.so und wird in den Unterverzeichnissen lib von AMIRA_ROOT und AMIRA_LOCAL gesucht.

5.1.2 Planungsvorbereitung

Um eine Planung beginnen zu können, sollte grundsätzlich eine Planungsstudie angelegt werden, die als elektronische Behandlungsakte angesehen werden kann, in der alle Planungsdaten eines Patienten gespeichert werden (siehe Abschnitt 2.3.1). Das Anlegen einer Studie wird in Amira durch das Konzept der Projekte ermöglicht. Über solche Projekte kontrolliert Amira im Verlauf der Arbeit von wo Daten eingelesen werden und bietet zum Speichern von Daten stets das aktuelle Projektverzeichnis an. Für den klinischen Einsatz von Amira als chirurgisches Planungssystem müsste die Bezeichnung Projekt lediglich durch den üblichen Terminus der Studie ersetzt werden.

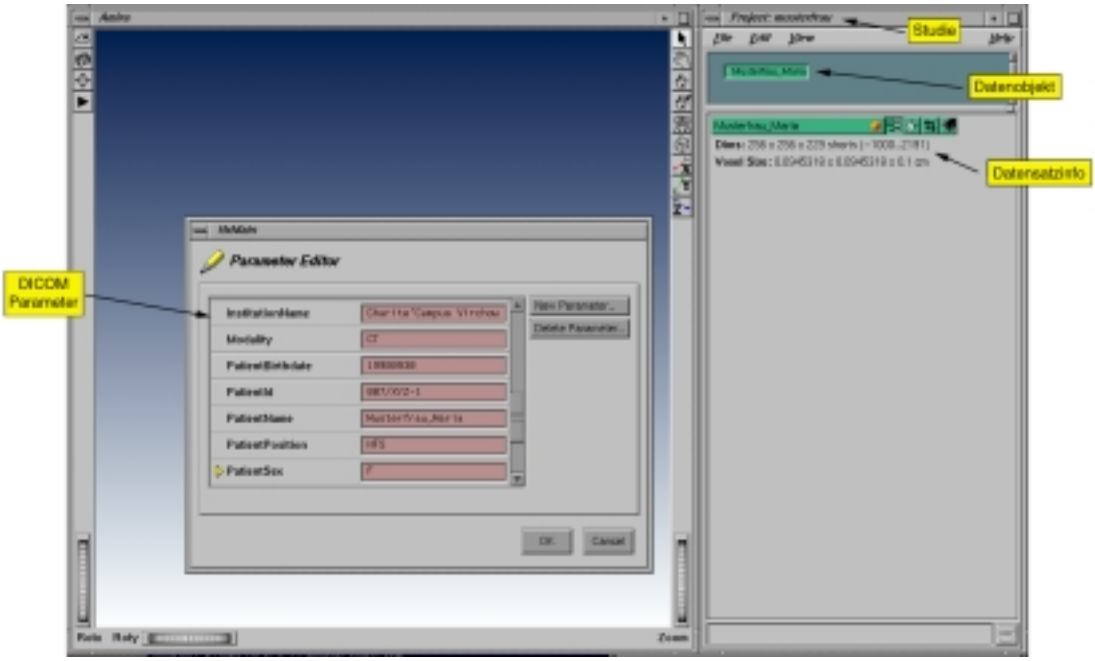

Bild 5.1: Planungsstudie mit zugehörigen CT-Daten

Nach der Bestimmung eines Namens und eines Verzeichnisses für die Studie müssen die CT-Daten des zugehörigen Patienten eingelesen werden (siehe Abschnitt 3.6). Über das Modul hxDicom wird der Name des zugehörigen Datenobjektes automatisch auf den jeweiligen Patientennamen gesetzt (Bild 5.1). Dieser sollte sich mit dem Namen der Studie decken, damit nicht auf falschen Daten geplant wird. Sinnvollerweise sollte das Laden von CT-Daten automatisch zur Anlage einer zugehörigen Studie führen, wodurch für jede Studie ein eindeutiger Name vergeben werden könnte. Diese Möglichkeit ist derzeit jedoch noch nicht implementiert. Nach dem Laden der Daten aus einem entsprechenden Verzeichnis oder in späteren Ausbaustufen direkt von einem DICOM Server, sollten diese im Verzeichnis der Planungsstudie gespeichert werden, wodurch sie fest mit dieser Studie verknüpft werden.

Zur ersten Begutachtung der Daten wurde für das Planungssystem ein geeignetes Präsentationsmodul hxImView bereitgestellt, mit dem nach den Vorgaben aus Abschnitt 2.2.3 alle drei Projektionsansichten (coronal, axial und sagittal) auf dem Bildschirm dargestellt werden können. Dieses Modul stellt einen Ersatz für den gewohnten

Lichtkasten dar und lässt sich über die CT-Daten mittels der Option StandardView auswählen[5]. Per Definition befindet sich unten rechts im Darstellungsbereich immer die Axialansicht mit Blick von unten (*Inferior–Superior* bzw. *Caudal–Cranial*). Darüber liegt die Coronalansicht mit Blick von vorne (*Anterior–Posterior*) und links unten wird die Sagittalansicht mit Blick von links (*Sinister–Dexter*) dargestellt [Psc98, SS95]. Der Anzeigebereich links oben ist für die Visualisierung des aus den CT-Daten rekonstruierten 3D Modells reserviert (siehe Bild 5.2).

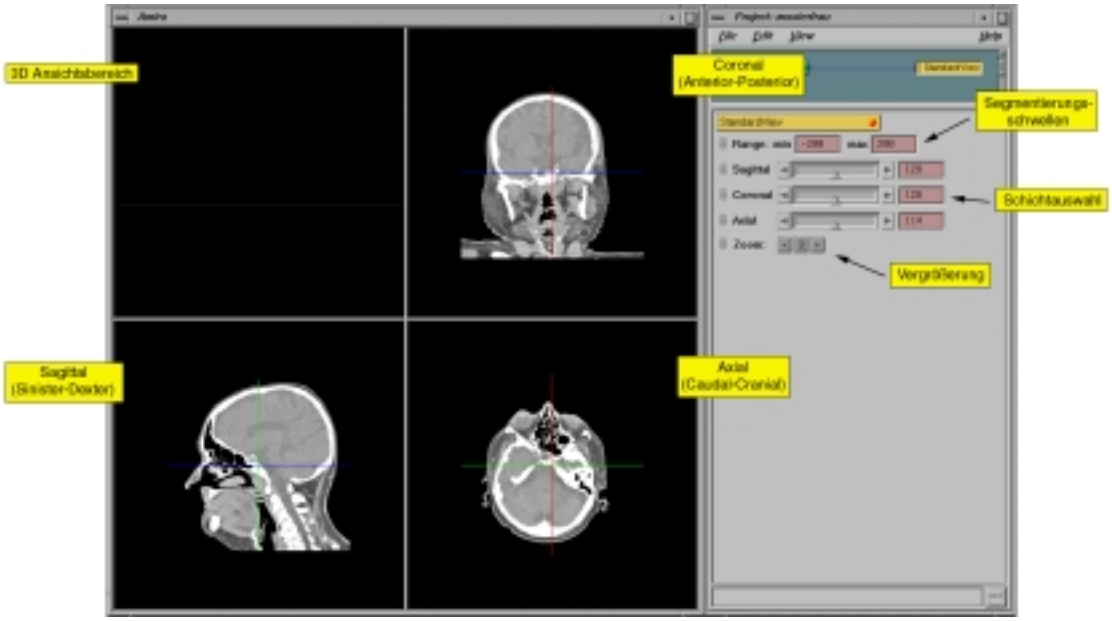

Bild 5.2: Standardansicht des grafischen Planungsbereiches

Im Arbeitsbereich der Standardansicht, auf der rechten Seite, kann eine Kontrasteinstellung durch Angabe einer oberen und unteren Schwelle für die darzustellenden HOUNSFIELD Einheiten vorgenommen werden. Voreingestellt ist entweder der durch das Modul hxDicom gesetzte Bereich oder die Werte –200 und 200. Durch Variation dieser Werte lassen sich z.B. die Schwellen für Haut und Knochen bestimmen. Weiterhin kann in jeder der drei Projektionsansichten eine beliebige Schicht ausgewählt bzw. schnell durch alle Schichten „gefahren“ werden. Als zusätzliches Bedienmerkmal ist die aktuelle Vergrößerungsstufe aller Ansichten inkrementell veränderbar.

Mit den Projektionsansichten kann sich ein Überblick über die anatomischen Strukturen des jeweiligen Patienten verschafft werden. Für die Planung wird aber auch das zugehörige 3D Modell benötigt. Dieses kann auf Anforderung erzeugt werden, wozu momentan ein so genanntes *Script*-Objekt geladen werden muss, über das die erforderlichen Verarbeitungsschritte zur Modellgenerierung und -vereinfachung zusammengefasst werden. Die zugehörige Datei ist unter dem Namen ModGen.scro im Verzeichnis Amira/packages/hxepiplan gespeichert. Das Skript enthält alle zur Modellerzeugung notwendigen Aufrufe in Form von TCL-Kommandos, die vom Amira TCL-Kommando-

[5] Eine detaillierte Beschreibung ist der Bedienungsanleitung in Anhang A, Seite 167 ff. zu entnehmen.

interpreter ausgewertet und ausgeführt werden. Über das Skript wird aus den CT-Daten ein kombiniertes Modell der Haut- und Knochenoberfläche erzeugt, wobei die Schwellenwerte für Haut und Knochen sowie die gewünschte Darstellungsgenauigkeit, in Form einer Anzahl zu generierender Dreiecksflächen, vom Benutzer eingegeben werden können (siehe Bild 5.3).

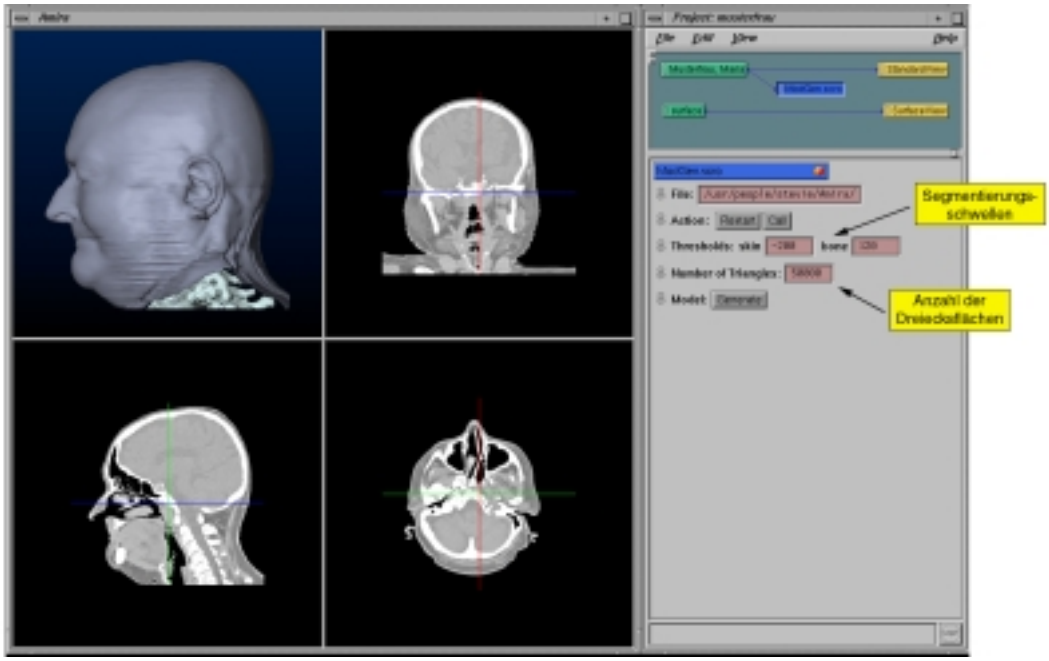

Bild 5.3: Aus den CT-Daten rekonstruiertes 3D Oberflächenmodell

An dieser Stelle ist anzumerken, dass typische CT-Datensätze zu 3D Oberflächenmodellen führen, die sich aus einer sehr großen Anzahl von Dreiecksflächen zusammensetzen[6]. Solche Modelle sind im Rahmen einer interaktiven Planung jedoch in der Regel nicht zu verarbeiten. Aus diesem Grund ist die Angabe einer Anzahl von Dreiecksflächen erforderlich, mit der die Haut- und Knochenoberfläche approximiert wird. Ein Wert von 50.000 bis 100.000 Dreiecken führt je nach Grafikleistung des verwendeten Computersystems zu interaktiv manipulierbaren 3D Modellen. Der Vorgang der Modellgenerierung und -vereinfachung ist allerdings sehr langwierig und kann je nach Datenumfang, Prozessorleistung und Arbeitsspeicher einige Minuten in Anspruch nehmen[7]. Aus diesem Grund wird das Oberflächenmodell erst auf explizite Anforderung erzeugt und sollte für eine wiederholte Bearbeitung im Verzeichnis der zugehörigen Planungsstudie gespeichert werden.

Mit dem Vorliegen der CT-Daten und dem Oberflächenmodell kann die Planung der Implantatpositionierung am 3D Modell des Patientenschädels erfolgen. Dazu wird das Modul hxEpiPlan aufgerufen, das alle derzeit implementierten Möglichkeiten zur

[6] Ein Datensatz von ca. 200 Schichten mit 512 × 512 Aufnahmewerten pro Schicht führte zu einem Oberflächenmodell mit 2,6 Millionen Dreiecken.

[7] Gerechnet wurde auf einer Silicon Grahics Octane MXE mit einem MIPS R10000 Prozessor, bei 250 MHz Systemtakt und 384 MB Hauptspeicher.

Planung bereitstellt. Für die Planungsvorbereitung muss das 3D Modell in der Planungsansicht entsprechend des jeweiligen Operationsgebietes ausgerichtet werden. Die Ausrichtung kann dabei entweder in der viergeteilten Standardansicht erfolgen, oder es kann in einen vergrößerten Darstellungsmodus gewechselt werden. Da der in dieser Arbeit vorgestellte Prototyp des Systems für die Planung der Befestigung von Ohrepithesen eingesetzt werden soll, wurden zwei Schaltflächen zur Ausrichtung gemäß der linken oder rechten Kopfseite bereitgestellt. Nach entsprechender Auswahl kann das 3D Modell mit der Maus oder mit grafischen Bedienelementen solange beliebig transformiert werden, bis die zur Planung optimale Ausrichtung und Darstellungsgröße vorliegt (siehe Bild 5.4).

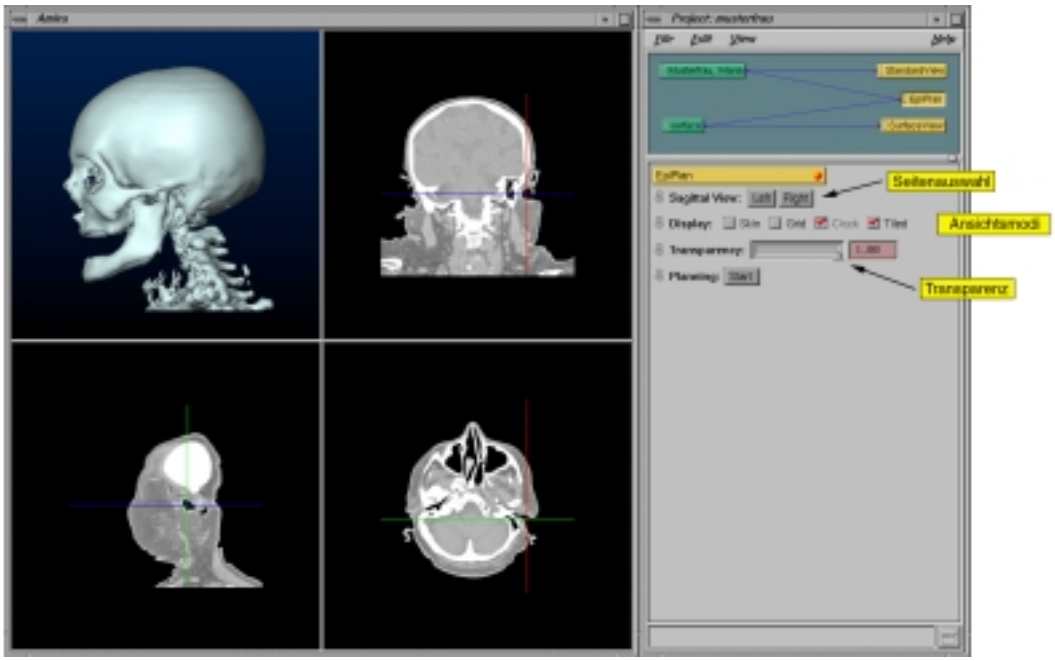

Bild 5.4: Vorbereitete 3D Planungsansicht

Nach optimaler Ausrichtung des Modells kann über die Schaltfläche Start in den Planungsmodus gewechselt werden, wobei an dieser Stelle das Koordinatensystem für die Planungsphase festgelegt wird. In diesem Modellkoordinatensystem erfolgen die Vermessungen und Positionsbestimmungen. Die Möglichkeit der interaktiven Manipulation des Modells mit der Maus ist im Planungsmodus deaktiviert. Das 3D Modell kann zwar noch über entsprechende Bedienelemente, bzw. nach expliziter Aktivierung des Transformationsmodus auch wieder mit der Maus, gedreht und skaliert werden, doch beziehen sich alle Planungsangaben auf das festgelegte Modellkoordinatensystem. Um das Modell im Planungsmodus nach einer geometrischen Manipulation wieder in die ursprüngliche Planungsansicht transformieren zu können, wurde die Schaltfläche Reset bereitgestellt. Falls die Ausrichtung des Modells ungünstig gewählt wurde, kann mittels der Schaltfläche Cancel auch wieder in den Modus der Planungsvorbereitung gewechselt werden (siehe Bild 5.5). Alle Bedienelemente liefern dabei einen kurzen Hilfetext, der auf deren zugrundeliegende Aktion hinweist. Vor dem Wechsel vom Planungs- in den Vorbereitungsmodus erfolgt zusätzlich noch eine Sicherheitsabfrage.

5.1.3 Grafische Planungshilfen

Eine computergestützte Planung ermöglicht die Nutzung von Planungshilfsmitteln, mit denen der Planungsvorgang optimal unterstützt werden kann. Mit dem implementierten Planungssystem wurde bereits eine Vielzahl solcher Hilfsmittel bereitgestellt, die aus der in Abschnitt 2.1.1 beschriebenen konventionellen Vorgehensweise sowie den Anforderungen aus Abschnitt 2.2 resultieren. Dank der umfangreichen Funktionalität des Visualisierungssystems Amira und dessen hoher Verarbeitungsgeschwindigkeit bieten sich interessante Möglichkeiten der Planungsunterstützung.

Der grafische Planungsbereich an sich stellt bereits eine Verbesserung zur herkömmlichen Planungsansicht dar. Es können die Schichten aller drei Projektionen beliebig ausgewählt, der Bildinhalt auf das gewünschte Maß vergrößert und der Kontrast optimal eingestellt werden. Zusätzlich ist in jeder Ansicht ein Fadenkreuz eingeblendet, das die aktuelle Position der drei Schichten im CT-Datensatz verdeutlicht. Ein ganz wesentlicher Vorteil ergibt sich allerdings aus der mit den Schichten korrelierten Darstellung des aus den CT-Daten rekonstruierten 3D Modells. Jeder Position der Haut- bzw. Knochenoberfläche können die drei zugehörigen Schichten zugeordnet und diese automatisch in den Projektionsansichten angezeigt werden bzw. umgekehrt. Dadurch ist eine dreidimensionale Planung nicht mehr nur von der räumlichen Vorstellungskraft bzw. den radiologischen Fähigkeiten des planenden Arztes abhängig.

Durch die Bereitstellung eines frei manipulierbaren 3D Modells ergibt sich eine neue Form der Planung. Es kann z.B. wahlweise nur die Knochen- bzw. die Hautoberfläche oder die Knochenoberfläche mit einer überlagerten semitransparenten Hautoberfläche dargestellt werden, wodurch der Bezug zwischen Haut und Knochen verdeutlicht wird. Der Grad der Transparenz ist dabei stufenlos wählbar. Zusätzlich kann beliebig zwischen der Standardansicht mit allen vier Ansichtsbereichen oder einer bildschirmfüllenden Einzelansicht gewechselt werden, wobei sich das 3D Modell in beiden Ansichten beliebig skalieren, drehen und verschieben lässt.

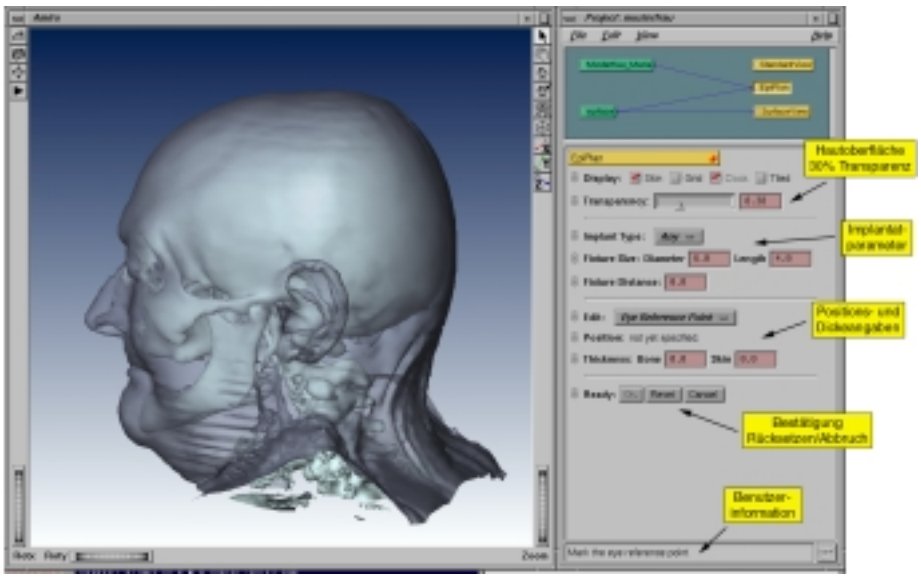

Bild 5.5: 3D Planungsansicht mit semitransparenter Hautoberfläche

Für die Planung der Implantatpositionierung wurden weitere grafische Hilfsmittel bereitgestellt. Es kann z.B. ein Zentimeterraster in der Planungsebene eingeblendet werden, über das eine einfache Vermessung und Größenabschätzung möglich ist. Nach Festlegung der Planungsansicht lässt sich weiterhin, unter Berücksichtigung der in Abschnitt 2.1.1 beschriebenen Vorgehensweise, die zur Planung erforderliche Verbindungslinie zwischen Auge und Gehörgang festlegen, darstellen und bemaßen, wobei sich aus dieser Linie auch unmittelbar die Position und Lage der in Bild 2.2 gezeigten Planungshilfe ergibt, die ebenfalls in grafischer Form dem Modell überlagert werden kann (siehe Bild 5.6).

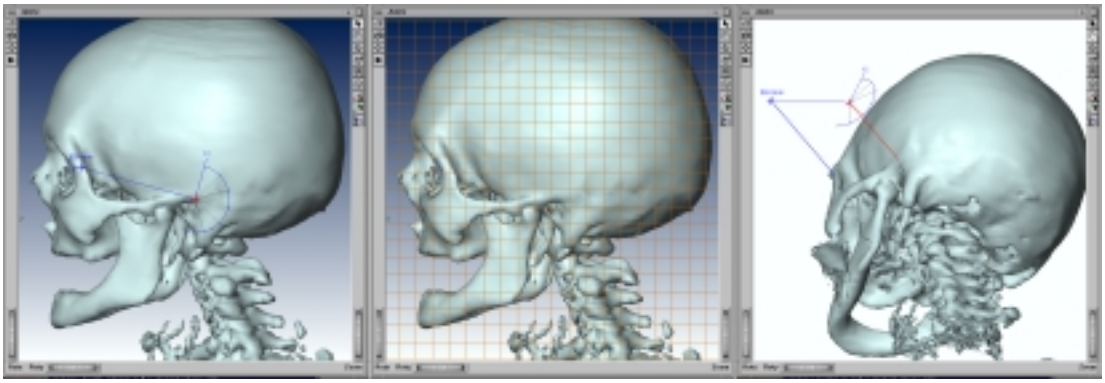

Bild 5.6: Grafische Planungshilfen

5.1.4 Bestimmung der Implantatpositionen

In der eigentlichen Planungsphase geht es nun darum, zylindrische Implantathülsen derart am bzw. im Schädelmodell zu platzieren, dass deren Positionen den Planungsvorgaben unter Berücksichtigung der individuellen Schädelform entsprechen. Dazu können verfügbare Implantattypen über eine Auswahlliste selektiert und mit der Maus an der Knochenoberfläche positioniert werden. Die Bereitstellung der auswählbaren Implantattypen erfolgt an dieser Stelle über CAD-Modelle, die in Form von externen Dateien im Verzeichnis Amira/share/Templates gespeichert werden. Nach Aufruf des Moduls hxEpiPlan kann dieses Verzeichnis hinsichtlich der Existenz solcher Implantate untersucht und diese in das Auswahlmenü eingetragen werden (siehe auch Abschnitt 4.5.3). Dadurch ergibt sich die Möglichkeit jederzeit neue Implantate in das Planungssystem zu integrieren, ohne den Programmcode verändern zu müssen. In der mit dieser Arbeit bereitgestellten Version des Planungssystems wurde zu Demonstrationszwecken lediglich ein einfacher Hohlzylinder als Implantatmodell vorgegeben, der mit dem Menüpunkt Any verknüpft ist (siehe Bild 5.7). Das Zylindermodell liegt als Datei im Inventorformat unter dem Namen fixture.iv vor und kann jederzeit durch ein detaillierteres Modell ersetzt werden. Wenn keine externe Datei existiert, wird programmintern ein zylindrisches Modell generiert, dessen Durchmesser und Länge beliebig variiert werden kann. Dadurch ist es möglich, mit unterschiedlich großen Implantaten zu experimentieren, die noch nicht als Modell im Planungssystem vorliegen und ggf. angefertigt werden müssen.

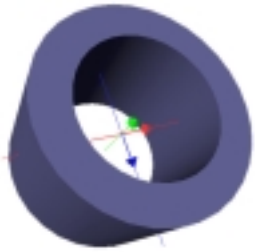

Bild 5.7: CAD Modell einer Implantathülse

Entsprechend der Vorgaben aus Abschnitt 2.1 wird von *zwei*, in den Schädelknochen zu implantierenden Hülsen ausgegangen. Der planende Arzt kann diese beiden Implantate beliebig am Modell der Knochenoberfläche positionieren. Unter Nutzung der grafischen Planungshilfen (Bild 5.6) erfolgt eine Positionierung der zylindrischen Modelle mit der Maus, wobei die Positionierung in der jetzigen Version des Planungssystems in keiner Weise eingeschränkt wird. Der planende Arzt soll in der ersten Bewertungsphase die Freiheit besitzen, die Implantate an den für ihn korrekten Positionen anordnen zu können, auch wenn diese Positionen nicht den allgemeinen Planungsvorgaben entsprechen. Erst im Rahmen einer klinischen Evaluierung sollte in Absprache mit den potentiellen Nutzern des Systems über sinnvolle Einschränkungsmöglichkeiten diskutiert und diese in hxEpiPlan integriert werden.

Zur Unterstützung der optimalen Positionierung der Implantate wird vom Planungssystem wichtige Zusatzinformation bereitgestellt, die den Planungsablauf deutlich verbessern kann. Als Erstes wird zu jeder selektierten Implantatposition die an dieser Stelle vorliegende Knochen- und Weichgewebedicke aus den CT-Daten bestimmt und angezeigt, wobei die Gewebegrenzen aus den anfänglich festgelegten Schwellenwerten für Haut und Knochen resultieren. Das Implantatmodell wird unmittelbar nach Festlegung der Position an der entsprechenden Stelle im 3D Modell visualisiert und automatisch gemäß der dort vorliegenden Aufnahmewerte im Knochen versenkt und ausgerichtet.

Dazu wird an der Stelle der Position des Mauszeigers im Planungskoordinatensystem die am nächsten zum Knochen liegende Weichgewebeoberfläche sowie die äußere und innere Knochenoberfläche aus den CT-Daten ermittelt. Aus diesen Werten resultiert die Knochen- und Weichgewebedicke an dieser Position. Anschließend werden an der Voxelposition der äußeren Knochenoberfläche die drei partiellen Ableitungen $\partial x^{-1}, \partial y^{-1}$ und ∂z^{-1} der Aufnahmewerte $I = f(x, y, z)$ entlang der Koordinatenachsen bestimmt [Jäh97] und über den daraus resultierenden Gradientenvektor $\nabla(I)$, der stets in Richtung ansteigender Werte weist, auf die Oberflächennormale n an dieser Position geschlossen (5.1). Der Gradient gibt somit die zur Knochenoberfläche optimale Ausrichtung der Implantathülse vor, wobei das zylindrische Implantat entlang des Gradienten um seine Höhe in das Knochenmaterial verschoben werden muss.

$$\nabla(I) = \left[\frac{\partial I}{\partial x}, \frac{\partial I}{\partial y}, \frac{\partial I}{\partial z} \right]^T = -\vec{n} \tag{5.1}$$

Zur weiteren Planungsunterstützung werden zu jeder Implantatposition automatisch die zugehörigen drei Schichten in den Projektionsansichten ausgewählt und die Konturen des Implantates in der jeweiligen Schicht dargestellt. Dazu werden alle Dreiecksflächen, aus denen sich das CAD-Implantatmodell zusammensetzt, daraufhin überprüft, ob sie die jeweils ausgewählte Ebene im Datenvolumen schneiden. Alle Schnittlinien werden anschließend als Kontur in der zugehörigen Schicht dargestellt. Die Prüfung erfolgt dabei für jede Schicht, die in der Projektionsdarstellung der Standardansicht ausgewählt wird.

```
für jede Dreiecksfläche des Implantatmodells
    für jede Projektionsebene: axial, sagittal, coronal
        wenn (Dreiecksfläche und Ebene geschnitten)
            zeige Schittlinie bzw. –punkt in Ebene
```

Nach Festlegung einer Implantatposition am 3D Modell könnte auch sofort in allen angrenzenden Schichten überprüft werden, ob das Implantat vollständig von Knochengewebe umgeben ist, an Mastoidzellen angrenzt oder die Knochendicke möglicherweise nicht zur Aufnahme des Implantates ausreicht. In der aktuellen Implementierung obliegt diese Überprüfung jedoch noch vollständig dem planenden Arzt. Diesbezügliche Erweiterungen zur algorithmischen Analyse inklusive der Generierung entsprechender Warnhinweise sind allerdings sinnvoll und sollten in einer weiteren Arbeit implementiert werden.

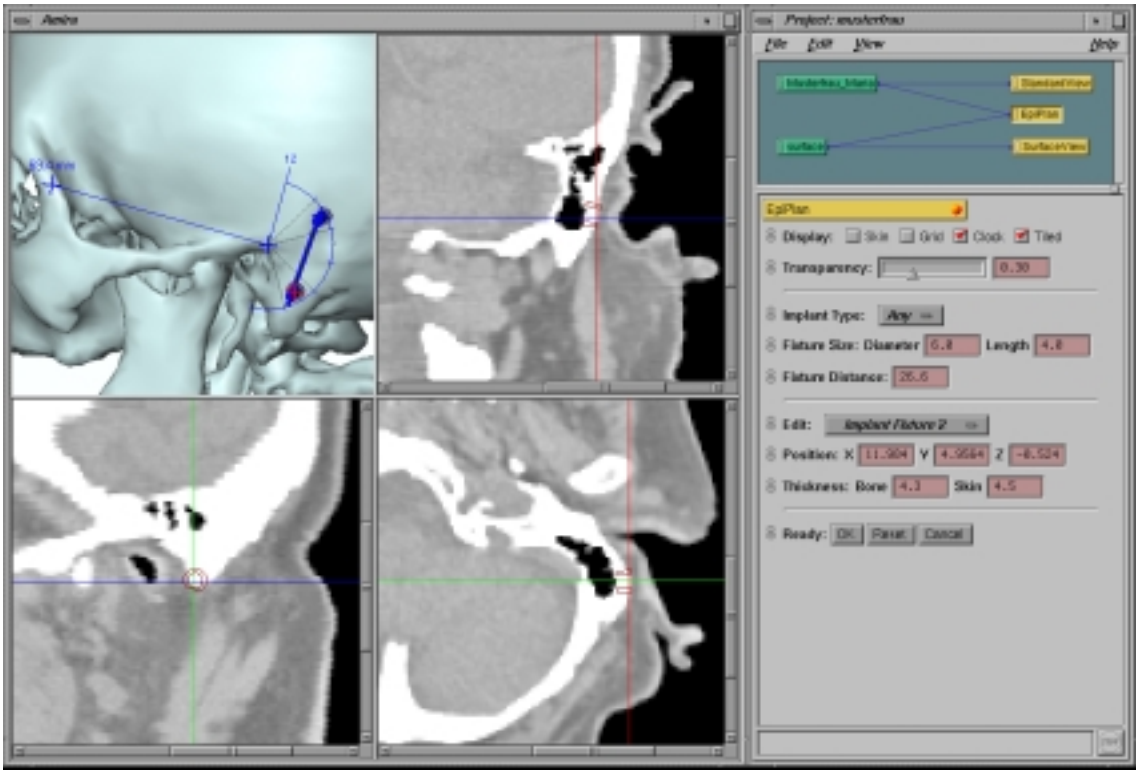

Bild 5.8: Planungshilfen bei der Implantatpositionierung

Wurden beide Implantate am Schädelmodell positioniert, dann liegt dadurch auch unmittelbar der Abstand zwischen diesen Implantaten vor. Dieser Abstand ist maßgeblich für die Herstellung des erforderlichen Steges zur Befestigung der Epithese (siehe Bild 2.4 auf Seite 11) und wird ebenfalls im Arbeitsbereich angezeigt. Alle Längenmessungen erfolgen dabei unter Berücksichtigung einer Parallelprojektion der Modellkoordinaten in die Planungsebene, wodurch im Gegensatz zur perspektivischen Projektion eine unverzerrte Geometrie der Modelldaten gewährleistet ist. Zur Visualisierung des Planungsergebnisses werden die Implantate durch ein einfaches 3D Modell eines Befestigungssteges miteinander verbunden. Über diese Darstellung kann das Planungsergebnis qualitativ bewertet werden, wobei sich das 3D Schädelmodell beliebig drehen lässt und ebenfalls wieder eine semitransparente Darstellung der Hautoberfläche gewählt werden kann (Bild 5.9).

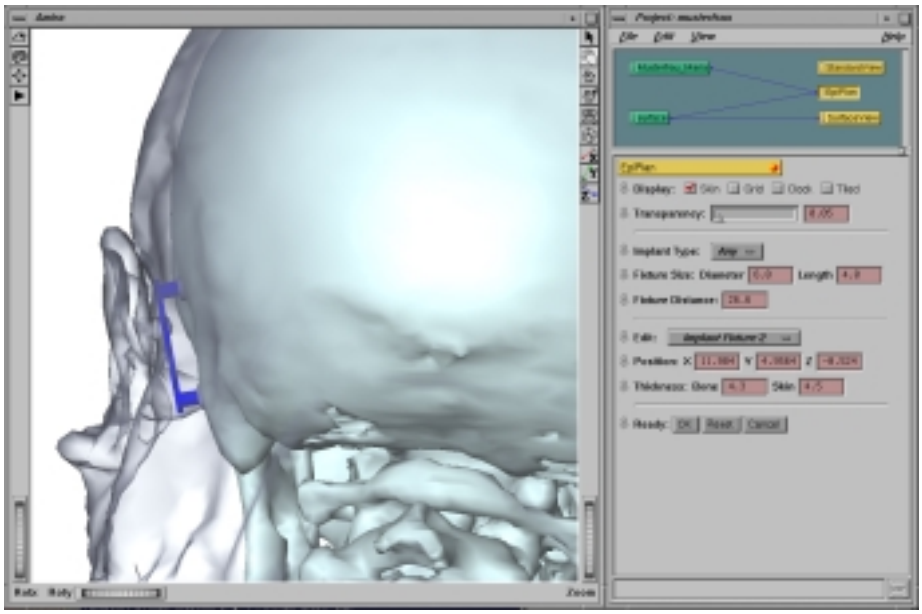

Bild 5.9: Implantate mit Befestigungssteg am 3D Modell

5.1.5 Optimierung der Planungsvorgaben

Eine Vorgabe bei der Positionierung der Implantate war, dass diese parallel und höhenmäßig zueinander ausgerichtet sind. Diese Vorgabe ist bei einer manuellen Positionierung jedoch nicht einzuhalten, so dass vom Planungssystem eine automatische Korrektur der Implantatausrichtung vorgenommen wird. Jedes Implantat für sich wird bereits optimal zur Knochenoberfläche ausgerichtet, das heißt, das Implantat wird vollständig im Knochen versenkt und die Rotationsachse wird mit der Oberflächennormale an der jeweiligen Position in Übereinstimmung gebracht. Dadurch ist allerdings in den überwiegenden Fällen die Forderung nach einer parallelen Ausrichtung der Implantate verletzt. Aus diesem Grund werden zwei Implantate immer über den Mittelwert ihrer optimalen Orientierung ausgerichtet, wodurch die Implantatoberkante nicht mehr an allen Stellen bündig mit der Knochenoberfläche abschließen muss (siehe Bild 5.10).

Bild 5.10: Ausrichtung zweier Implantathülsen

Auf eine erneute Korrektur der Implantatlage im Knochen wurde an dieser Stelle verzichtet, da die aus der Mittelwertbildung resultierende Abweichung bei einer Rotation um den Schwerpunkt des Implantates, in Bezug zur Gesamtgenauigkeit vorerst als vernachlässigbar erschien. Die Notwendigkeit einer zusätzlichen Verschiebung sollte jedoch mit Hilfe von Experimenten an Testkörpern überprüft werden.

Eine parallele Ausrichtung der beiden Implantate gewährleistet noch nicht, dass diese mit einem orthogonal dazu liegenden Steg verbunden werden können. An dieser Stelle könnte entweder die Distanz der Implantatoberkanten als Planungsergebnis zur Fertigung entsprechender Distanzhülsen ausgegeben oder eine weitere automatische Lagekorrektur vorgenommen werden. In der vorliegenden Implementierung erfolgt eine weitere Korrektur der Implantatausrichtungen. Beide Implantate werden unter Beibehaltung ihrer Parallelität so gedreht, dass ihre Oberkanten in einer gemeinsamen Ebene liegen. Nach der höhenmäßigen Ausrichtung ist gewährleistet, dass ein Steg mit optimalem Sitz auf beiden Implantathülsen montiert werden kann (siehe Bild 5.11).

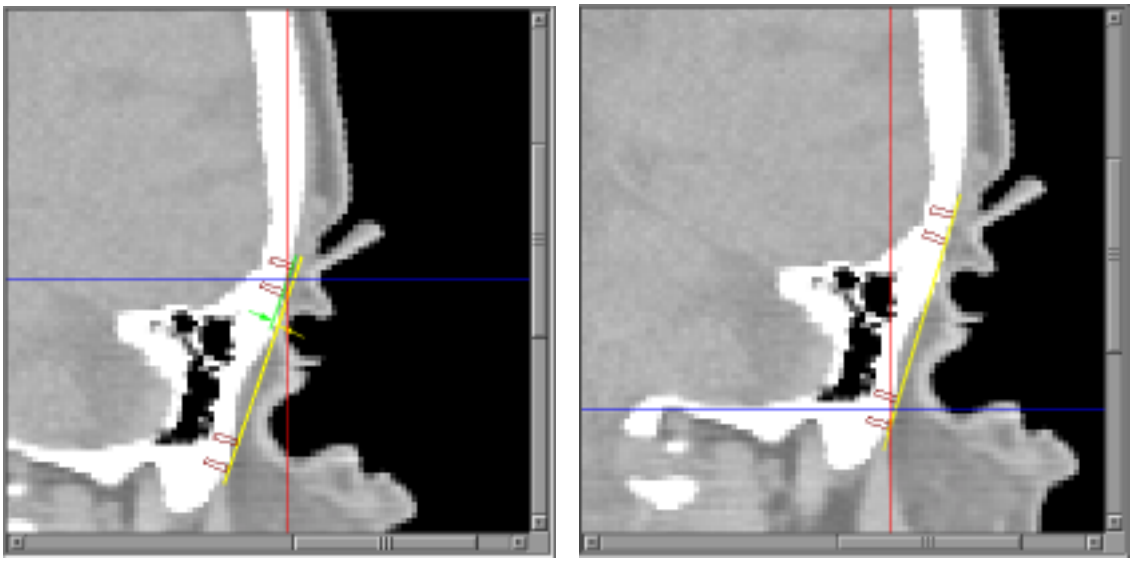

Bild 5.11: Implantatpositionen in der Projektionsansicht

Auch nach dieser Ausrichtung müsste theoretisch eine erneute Verschiebung der Implantate erfolgen, bei der die komplette Hülse in das Knochenmaterial versenkt wird. Über die Projektionsansichten kann die Lage der Implantate im Knochenmaterial visuell überprüft werden, wobei die Ausrichtung im Vergleich zur unkorrigierten Position aufgrund der relativ geringen Implantatabmessungen und der kleinen Korrekturwinkel vorerst als vernachlässigbar erscheint. Die Notwendigkeit einer solchen Korrektur hängt aber von der erreichten Genauigkeit bei der Planungsumsetzung ab, so dass auch diese überprüft werden muss.

Das Ensemble aus Implantaten und Steg besitzt an dieser Stelle noch einen Freiheitsgrad, der manuell auf die jeweils vorliegende Situation angepasst werden muss. Es kann noch eine Rotation um die Achse erfolgen, die sich aus der Verbindung der beiden Auflagepunkte am Knochen ergibt. Zu diesem Zweck wurde eine interaktive Korrekturmöglichkeit bereitgestellt, mit der die gesamte Anordnung um diese Achse gedreht und zur Schädeloberfläche ausgerichtet werden kann (siehe Bild 5.12).

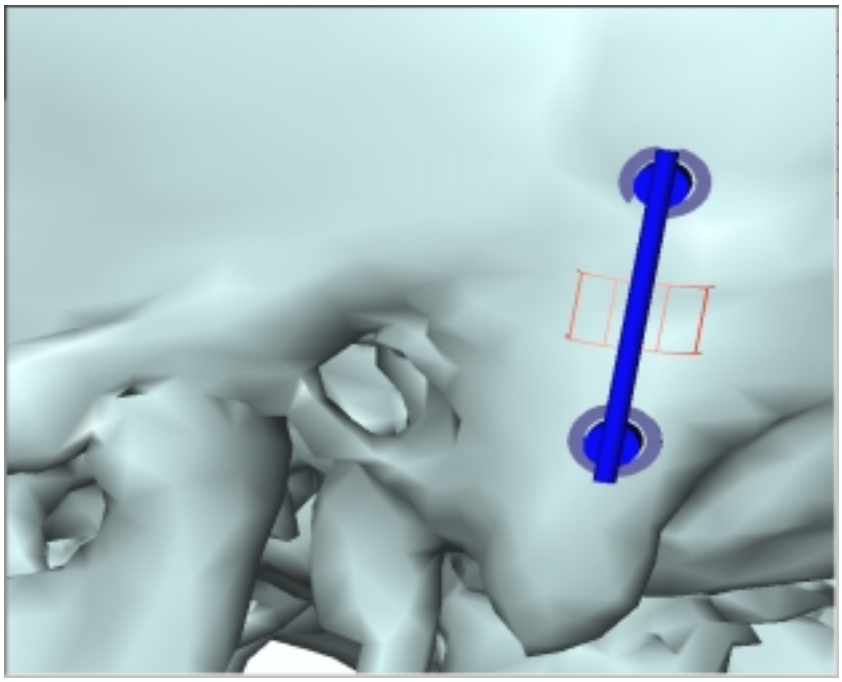

Bild 5.12: Manuelle Korrektur der Implantatorientierung

Die Korrektur erfolgt dabei manuell mit der Maus unter visueller Kontrolle, wobei sich die Korrekturmöglichkeit durch „Anklicken“ des Steges aktivieren und auch wieder deaktivieren lässt. Diese manuelle Korrekturmöglichkeit mit visueller Bewertung bzgl. des Oberflächenmodells ist jedoch problematisch, da das Modell durch die Oberflächenapproximation eine scheinbare Genauigkeit vorgibt, die mit der realen Knochen- bzw. Hautoberfläche nicht übereinstimmen muss. Aus diesem Grund wäre eine abschließende Anpassung des Implantatmodells über die CT-Daten erforderlich, auf die sich der planende Arzt letztendlich verlassen müsste. Die damit verbundene Frage nach der geforderten und erreichbaren Genauigkeit kann jedoch erst durch entsprechende Experimente in der klinischen Bewertungsphase beantwortet werden.

5.1.6 Planungsergebnis

Nach einer Planung mit dem in dieser Arbeit implementierten Prototyp des Planungssystems für die Epithetik liegen die geforderten Bohrkoordinaten in Form von Start- und Endpunkt der beiden Bohrpfade vor. Diese Koordinaten lassen sich durch die Betätigung der Schaltfläche OK in einer Datei abspeichern (Bild 5.13). Auf den Export der Planungsdaten wird in Kapitel 6 noch detailliert eingegangen.

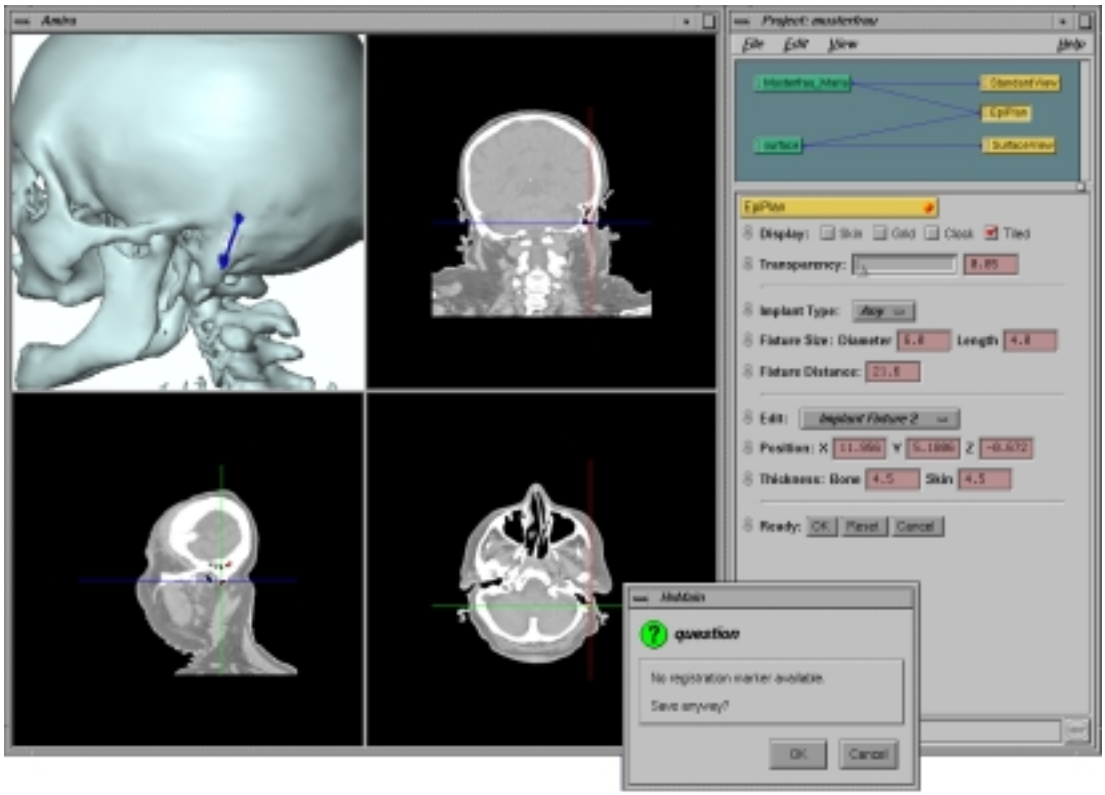

Bild 5.13: Speicherung der Planungsdaten

Da für die Planungsumsetzung eine Transformation der Modellkoordinaten in die Patientenkoordinaten durch Registrierung über bekannte Punkte in beiden Koordinatensystemen erfolgen muss, werden an dieser Stelle auch die Markerdaten benötigt (siehe Abschnitt 4.1). Sollten diese noch nicht vorliegen, so wird ein entsprechender Hinweis ausgegeben, mit dem die Speicherung abgebrochen und der Markerdetektionsvorgang gestartet werden kann. Liegen Markerdaten vor, so kann eine Speicherung aller derzeit erforderlichen Planungsdaten erfolgen, wobei diese Speicherung derzeit auch noch ohne Markerinformation möglich ist.

5.2 Erweiterungsmöglichkeiten

In den vorangehenden Abschnitten wurde demonstriert, dass eine grafische Planung zur Positionierung von Implantaten an einem 3D Schädelmodell eines beliebigen Patienten realisierbar ist. Ein entsprechendes Modul zur Erweiterung des Visualisierungssystems Amira wurde gemäß vieler Vorgaben dieser Arbeit implementiert. Aufgrund des ersten, subjektiven Eindruckes erscheint ein Planungssystem dieser Art als hilfreiches Werkzeug zur Unterstützung der Chirurgen. Eine objektive Bewertung des Planungssystems kann allerdings erst durch die medizinische Anwendergruppe erfolgen, wobei die Ergebnisse der Genauigkeitsuntersuchungen im Rahmen der Planungsumsetzung ein weiteres wesentliches Bewertungskriterium darstellen.

Der vorgestellte Prototyp besitzt bereits eine umfangreiche Funktionalität, dennoch bedarf es noch vieler Erweiterungen, um ihn in ein klinisch einsetzbares Planungssystem für den Einsatz in der Epithetik zu überführen. Eine wesentliche Forderung ist die benutzerfreundliche Bedienung und die klare und unmissverständliche Benutzeroberfläche, bei der eine feste Vorgehensweise vorgeschrieben wird, von der nicht oder nur in kontrolliertem Maße abgewichen werden kann. Nur wenn alle erforderlichen Arbeitsschritte in ihrer korrekten Reihenfolge abgefordert werden, wird die Möglichkeit der Fehlbedienung reduziert. Weiterhin sollte sich zumindest die zuletzt vorgenommene Aktion stets rückgängig machen lassen, damit die Möglichkeit einer intuitiven und spielerischen Vorgehensweise unterstützt wird. Neben dieser grundlegenden Verbesserung, die sich auf die Gesamtbedienung von Amira bezieht, lassen sich allerdings auch die einzelnen Planungsstufen noch verbessern.

5.2.1 Verbesserung der Lichtkastenfunktionalität

Bereits in der Standardansicht des Planungssystems (Bild 5.2) lassen sich einige Verbesserungen vornehmen. Die Bestimmung der Segmentierungsschwellen für Haut und Knochen sollte auf jeden Fall durch verbesserte Hilfsmittel vereinfacht werden. Eine automatische Histogrammanalyse und eine Konturierung von Regionen bzw. Teilen davon würde, im Zusammenhang mit geeigneten Bedienelementen zur Variation der HOUNSFIELD Werte, eine verbesserte Möglichkeit zur Bildanalyse und Diagnose darstellen. Die Güte der Segmentierungsschwellen ist für die Genauigkeit der Gewebedickebestimmung von großer Bedeutung.

Die Navigation im CT-Stapel könnte durch die überlagerte Darstellung des 3D Modells mit drei orthogonal zueinander angeordneten, semitransparenten Schichten vereinfacht werden, wobei die Auswahl einer Schicht in der Projektionsansicht zu einer entsprechenden Anordnung der Schichten in der 3D Ansicht führt, die sich wahlweise ein- bzw. ausblenden lassen. Die Betrachtungsrichtung bei den Projektionsansichten könnte, falls dies von medizinischer Seite gewünscht wird, in geeigneter Form gekennzeichnet werden. Die Blickrichtung der Sagittalansicht ließe sich dann auch gemäß der Ausrichtung des dargestellten 3D Modells anpassen. Eine Planung an der linken Kopfhälfte würde in der Sagittalansicht eine Blickrichtung von links hervorrufen und umgekehrt.

5.2.2 Verbesserung der 3D Modellgenerierung

Die Erzeugung des 3D Modells (Bild 5.3) ist derzeit noch recht umständlich und zeitaufwendig, wobei die Nutzung eines externen Skriptes lediglich ein Provisorium darstellt, mit dem der gesamte Vorgang in einem Schritt vorgenommen werden kann. Die Definition eines behandlungsrelevanten Ausschnittes des Datenvolumens zur Beschleunigung der Modellerzeugung ist mit Amira zwar möglich, doch ist die derzeitige Vorgehensweise eher umständlich und irreführend und somit nicht für den Einsatz im Planungssystem geeignet. An dieser Stelle wurden bereits Überlegungen mit den Amira Entwicklern am ZIB angestellt und Möglichkeiten diskutiert, mit denen die Beschleunigung und Verbesserung der Modellgenerierung unter Berücksichtigung einer lokal variierenden Approximationsgenauigkeit ermöglicht werden könnte.

Vorstellbar ist die interaktive Festlegung einer *Region of Interest* (ROI), die sowohl in den Projektionsansichten als auch in der 3D Ansicht erfolgen kann. Die ROI umfasst dabei das für die Planung relevante Teilvolumen des CT-Datensatzes. Innerhalb der ROI wird ein Oberflächenmodell mit hoher Approximationsgüte erzeugt und außerhalb der ROI kann ein stark vereinfachtes Oberflächenmodell generiert werden. Auf diese Art ließe sich ein großer Teil der Aufnahmedaten durch eine geringe Anzahl von Dreiecksflächen im 3D Modell repräsentieren. Das Planungsgebiet, das nur einen geringen Prozentsatz des Gesamtvolumens ausmacht, ließe sich so mit maximaler Genauigkeit in ein 3D Modell überführen. Die beiden Gebiete könnten dann mit einer unterschiedlichen Farbe visualisiert werden, so dass sich die Bereiche im Rahmen der Planung deutlich voneinander unterscheiden lassen. Eine solche Vorgehensweise bei der Modellgenerierung würde die Möglichkeit der visuellen Planung anhand des 3D Modells deutlich verbessern.

5.2.3 Verbesserung der Implantatpositionierung

Bei der computergrafischen Visualisierung des 3D Schädelmodells ließe sich die Knochendicke durch spezielle Farbkodierungstechniken direkt am 3D Modell verdeutlichen. Ähnlich wie bei der so genannten *Maximum Intensity Projection* (MIP), könnten Knochenbereiche entsprechend ihrer Dicke mit einer variierenden Intensität bzw. Transparenz oder auch Farbe dargestellt werden. So ließen sich bereits bei der Platzierung von Implantaten geeignete Knochenbereiche mit ausreichender Dicke anhand ihrer Darstellung visuell erkennen und auswählen.

Auf die Möglichkeiten der algorithmischen Analyse des umliegenden Gewebes wurde in Abschnitt 5.1.4 kurz eingegangen. Hier könnte mit entsprechenden Verfahren der Bildverarbeitung das gesamte Gebiet um das Implantat auf Knochengewebe untersucht und eine Warnung bei Erkennung von potentiellen Mastoidzellen bzw. unzureichender Knochendicke ausgegeben werden.

In diesem Zusammenhang sollte auch unbedingt die Umpositionierung der Implantate verbessert werden. Derzeit lässt sich die Position eines Implantates nur mit Hilfe des Mauszeigers setzen. Ein interaktives Verschieben mit der Maus bzw. den Cursortasten wäre jedoch insbesondere bei der Feinpositionierung ein wünschenswertes Merkmal.

Vorstellbar ist z.B. ein einmaliges Setzen der Implantathülse mit anschließender Überprüfung auf vollständigen Sitz im Knochengewebe. Das Implantat sollte sich dann über die Projektionsansichten beliebig verschieben lassen, wobei das Resultat sofort in der 3D Ansicht visualisiert wird. Nach dem Abschluss der Umpositionierung (z.B. nach Loslassen der Maustaste) erfolgt eine erneute Überprüfung der Implantatlage im Knochengewebe. Das Gleiche könnte auch für eine gemeinsame Verschiebung beider Implantate, zur Lagekorrektur des gesamten Befestigungssteges gelten. Die interaktive Manipulation der Implantate erscheint eine vorrangige Forderung bei der Verbesserung des Planungssystems zu sein.

5.2.4 Eine ergebnisorientierte Vorgehensweise

In der aktuell implementierten Version des Planungssystems lassen sich Implantate nur einzeln auswählen und positionieren. Das entspricht zwar der Vorgehensweise des chirurgischen Eingriffs, doch muss dieses Konzept nicht zwingend auf die Planung übertragen werden. Ziel der Planung ist die Anpassung einer kompletten Ohrepithese, bei der die erforderlichen Positionen der Implantate eher zweitrangig sind. Für eine ergebnisorientierte Planung wäre es z.B. vorstellbar, das intakte Ohr des Patienten aus dem Modell zu kopieren, dieses zu spiegeln und an der Position der defekten Ohrmuschel anzupassen. Anschließend könnte ein kompletter Befestigungssteg entsprechend der jeweils vorliegenden Abmessungen ausgewählt und in Relation zur simulierten Ohrepithese angepasst werden. Aus der Lage des Steges ließen sich dann die notwendigen Positionen der Implantathülsen bestimmen, die entsprechend der vorliegenden Knochenstrukturen optimal ausgerichtet werden könnten. Diese Vorgehensweise erscheint weitaus intuitiver und sollte letztendlich in einem klinisch einsetzbaren Planungssystem realisiert werden.

5.2.5 Weitere Planungsdaten und deren Nutzungsmöglichkeiten

Neben den geforderten Bohrkoordinaten zur Planungsumsetzung liegen gemäß vorangehender Beschreibung bereits weitere Angaben vor, die exportiert werden könnten. Der Implantatdurchmesser, die Knochen- und Weichgewebedicke an den Bohrpositionen und der Implantattyp sind einige davon. Auch der berechnete Abstand zwischen den Implantaten kann zur präoperativen Fertigung des Befestigungssteges herangezogen werden. Sollen die Daten zur Vorbereitung des chirurgischen Eingriffs genutzt werden, dann könnten mit den Implantattypen auch die erforderlichen Werkzeuge bzw. Instrumente verknüpft und ausgegeben werden.

Für ein klinisch einsetzbares System lassen sich auch für jede Planungssitzung Angaben vom planenden Arzt anfordern, die mit dem Planungsdatum und der Zeit in einem Planungsprotokoll gespeichert werden können. Ein solches Planungsprotokoll wäre dann ein weiterer Bestandteil der digitalen Patientenakte, wie sie in zukünftigen Krankenhausinformationssystemen vorliegen wird.

5.3 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde der implementierte Prototyp eines chirurgischen Planungssystems für den Einsatz in der Epithetik vorgestellt. Mit diesem Prototyp konnte gezeigt werden, dass eine patientenspezifische Planung der Implantatpositionierung für die Vorbereitung einer Ohrepithese am computergrafischen 3D Modell vorgenommen werden kann. Mit grafischen Planungshilfsmitteln und Methoden der digitalen Bildverarbeitung lässt sich der Planungsvorgang bezüglich der optimalen Platzierung der Implantate im Knochengewebe eindeutig verbessern. Die Planungsdaten können entsprechend der Anforderungen an ein Ausführungssystem exportiert werden, über das die robotergestützte Umsetzung der Planung erfolgt. Die Notwendigkeit einer verbesserten Benutzerschnittstelle sowie die Forderung nach einer einfachen, ergebnisorientierten und sicheren Benutzerführung wurden erkannt und müssen für ein klinisch einsetzbares Planungssystem bereitgestellt werden.

Eine Planung der in diesem Kapitel beschriebenen Art kann relativ schnell vorgenommen werden. Zeitaufwendig ist lediglich der Prozess der Modellgenerierung, bei dem allerdings niemand anwesend zu sein braucht. Vorstellbar ist, dass die Patientendaten geladen, begutachtet, ein behandlungsrelevantes Planungsgebiet festgelegt und die Schwellenwerte für Haut und Knochen bestimmt werden, wonach der Vorgang einer unbeaufsichtigten Modellgenerierung gestartet wird. Die Dauer für die Vorbereitung und Planung liegt bei schätzungsweise 15 Minuten. Die Dauer der Modellgenerierung hängt von der Größe des Datenvolumens und der Komplexität des Modells ab. Bei Verwendung leistungsfähiger Computersysteme ergeben sich momentan Berechnungszeiten zwischen fünf und zwanzig Minuten, wobei diese Werte durch Optimierungen noch deutlich verkürzt werden können.

Für die klinische Bewertung muss das Planungssystem von medizinischen Anwendern getestet werden. Zu diesem Zweck liegt mit Anhang A eine Bedienungsanleitung vor, die alle Vorgänge vom Laden der Bilddaten, über die Markerdetektion, die grafische Planung bis hin zum Datenexport ausführlich und beispielhaft erklärt. Der Test des Planungsvorgangs müsste derzeit behandlungsbegleitend erfolgen, wobei alle computertomographischen Daten zusätzlich mit dem Planungssystem verarbeitet werden. Innerhalb dieser Testphase lassen sich alle gewünschten Änderungen protokollieren, die zu einer sukzessiven Verbesserung des Planungssystems führen. Die Genauigkeit der Planungsumsetzung muss in dieser Phase von der Entwicklergruppe an diversen Modellen überprüft werden. Das Modul hxEpiPlan wurde auf der beiliegenden CD im Verzeichnis Amira/packages/hxepiplan bereitgestellt (Anhang B, Seite 187 ff.). Testdaten liegen nicht auf der CD vor, da es sich um personenbezogene Daten handelt.

6 Export der Planungsdaten

Das vorgestellte Planungssystem stellt lediglich einen Teil der Gesamtentwicklung des integrierten, chirurgischen Planungs- und Ausführungssystems dar. Um die Planungsdaten im Rahmen einer Therapie umsetzen bzw. für den Test des Ausführungssystems nutzen zu können, müssen diese in geeigneter Form exportiert werden. Da die Entwicklung beider Komponenten des Gesamtsystems zeitgleich und unabhängig voneinander erfolgt, ist eine Schnittstelle zum Austausch dieser Daten erforderlich. Diese Schnittstelle wird durch ein Datenformat festgelegt, das sowohl zur direkten Kommunikation als auch zur Speicherung herangezogen werden kann. Die Planungsdaten müssen dabei alle zur Ausführung erforderliche Information umfassen, wobei das Format so flexibel gestaltet sein sollte, dass eine Änderung bzw. Erweiterung im Rahmen der Entwicklung problemlos möglich ist.

In diesem Kapitel wird das Datenformat für die Planungsdaten festgelegt und eine Programmbibliothek vorgestellt, die eine Interpretation dieses Formates ermöglicht und sich leicht auf beliebige Zielsysteme portieren lässt. Weiterhin werden einige Hilfsprogramme beschrieben, die zum Test und zur Analyse des Datenformates bereitgestellt wurden. Abschließend wird auf die Integration der Bibliothek in das Visualisierungssystem Amira eingegangen, das für den Einsatz als chirurgisches Planungssystem um die Möglichkeit des Exports der Planungsdaten erweitert werden muss.

6.1 Das SRL Datenformat

Das Format für die Daten, die nach der Planung abgespeichert bzw. an ein Ausführungssystem übergeben werden, stellt eine definierte Schnittstelle zwischen Planungs- und Ausführungssystem dar. In Abschnitt 3.1 wurde dabei bereits auf einige Probleme bei der Interpretation und Verarbeitung medizinischer Bilddaten und der entsprechenden Datenformate eingegangen, so dass diese Erkenntnisse bei der Definition eines eigenen Formates berücksichtigt werden können. Die wesentlichen Punkte dabei sind:

- Dateninterpretation bei unterschiedlicher Byteanordnung
- Kennzeichnung der Reihenfolge bei Speicherung in mehreren Dateien
- Visualisierung von Bilddaten mit mehr als 8 Bit pro Aufnahmewert
- Interpretation unbekannter Datenformate
- Erweiterbarkeit der Datenformate

Aus den erkannten Problemen resultiert die Forderung nach einem Datenformat, das bei der Speicherung und Übertragung als reiner 8 Bit Datenstrom vorliegt, wodurch eine unterschiedliche Interpretation der Byteanordnung vermieden wird. Die Reduktion der Aufnahmeinformation auf 8 Bit stellt für das Ausführungssystem kein Problem dar, da die Bilddaten dort lediglich visualisiert und keine quantitativen Untersuchungen an ihnen vorgenommen werden. Durch die Speicherung aller Information in *einer* Datei

wird, im Gegensatz zur Speicherung aller Schichten in separaten Dateien, die Wahrung einer korrekten Reihenfolge garantiert. Die Erweiterbarkeit kann durch die Speicherung individueller, speziell gekennzeichneter Einträge gewährleistet werden, wobei im Gegensatz zu Binärformaten, wie ACR-NEMA, DICOM, TIFF usw. das Konzept einer Klartextinformation favorisiert wurde, wie es z.B. im Interfile Datenformat gegeben ist [Clu98b]. Entsprechende Diskussionen in den *Usenet-News* [DIC98] wiesen auf eine generelle Präferenz solcher Formate hin. Eigene Erfahrungen zeigten, dass Dateien mit Klartextinformation weitaus einfacher zu handhaben sind als reine Binärformate (siehe auch [WBP91]). Der Speichervorteil, der sich bei Binärformaten ergibt, ist im Verhältnis zu den ohnehin sehr umfangreichen Bilddaten eher vernachlässigbar.

6.1.1 SRL Formatbeschreibung

Das SRL Datenformat für ASCII Information ist zeilenbasiert aufgebaut und bewusst einfach gehalten, um es ohne besondere Hilfsmittel erstellen bzw. auswerten zu können. Alle Einträge können mit einem konventionellen Texteditor erzeugt bzw. bearbeitet werden. Bilddaten lassen sich nach Erstellung der ASCII Beschreibung z.B. durch Ausgabeumlenkung an das Dateiende anfügen. Das SRL Format umfasst im Wesentlichen drei unterschiedliche Zeilentypen:

- Kommentarzeilen: Eingeleitet durch ein Kommentarzeichen
- Gruppenzeilen: Gekennzeichnet durch eine Gruppenidentifikation
- Einträge: Eingeleitet durch eine Bezeichnung, gefolgt von einem Trennzeichen

Ein Zeilenende wird für ASCII Information durch das gängige Zeilenendezeichen *Carriage Return/Newline* repräsentiert. Binärinformation, wie sie z.B. bei den Bilddaten vorliegt wird in einer eigenen Gruppe als kontinuierlicher Bytestrom zusammengefasst, wobei dessen Länge explizit als ASCII Information angegeben werden muss. Ein Feldbezeichner inklusive Feldtrennzeichen ist für Binärinformation nicht vorgesehen.

Kommentarzeilen

Kommentarzeilen vereinfachen die Interpretation der im Klartext vorliegenden Daten und ermöglichen es, Besonderheiten hervorzuheben bzw. Teilinformation auszublenden. Per Definition wird ein Kommentar im SRL Format durch ein Semikolon ';' als erstes Zeichen einer Zeile, das weder ein Leerzeichen noch ein Tabulatorzeichen ist, eingeleitet. Der Rest der Zeile bis zum abschließenden Zeilenendezeichen kann eine beliebige Information beinhalten, die von auswertenden Programmen nicht interpretiert werden muss.

Die erste Zeile einer Datei im SRL Format *muss* eine Kommentarzeile sein, die eine Beschreibung des nachfolgenden Dateiformates beinhaltet. Innerhalb des Datensatzes können beliebig viele Kommentarzeilen vorliegen. Per Definition setzt sich die erste Zeile eines SRL Datensatzes zumindest aus der Zeichenkette SRL, einem Verweis auf die vorliegende ASCII Syntax sowie einer Versionsnummer 1.0 zusammen.

```
; SRL file format – ASCII v1.0
```

Die Kennzeichnung erlaubt auf diesen Daten operierenden Programmen, unabhängig vom Dateisuffix, der momentan durch die Endung .srl gegeben ist, eine schnelle Interpretation des vorliegenden Datenformates. Eine solche Kennzeichnung hat sich bei der Arbeit mit unterschiedlichen Bild- und Dateiformaten bewährt [MRV96].

Gruppen

Gruppen ermöglichen die Strukturierung der Information und erlauben die mehrfache Verwendung von Feldbezeichnern sowie einen beschleunigten Zugriff auf Einzelinformation innerhalb einer Datei. Per Definition werden Gruppen im SRL Datenformat durch einen Eintrag in eckigen Klammern gekennzeichnet. Eine öffnende Klammer '[' als erstes Zeichen einer Zeile, das kein Leer- oder Tabulatorzeichen ist, leitet einen Gruppenbezeichner ein, der mit einer schließenden Klammer ']' terminiert wird. Jegliche Information zwischen Gruppenbezeichner und Zeilenende wird bei der Verarbeitung des Formates ignoriert.

Die Definition der Gruppenbezeichnungen muss eindeutig und allen auswertenden Programmen bekannt sein. Das mehrfache Auftreten gleicher Gruppenbezeichner stellt einen Fehler dar, wobei das Resultat der Auswertung vom jeweiligen Programm abhängt, das diese Daten interpretiert. Folgende Gruppen wurden in der Version 1.0 des SRL Datenformates festgelegt:

[Patient]	Patientendaten
[Date]	Aufnahmedatum und Zeit
[Modality]	Aufnahmeart
[Image]	Aufnahmeparameter
[Segmentation]	Segmentierungsinformation
[Preview]	grafische Zusatzinformation
[Marker]	Registrierungsmarker
[Target]	Bohrkoordinaten
[Data]	Bilddaten

Werden neue Gruppen in das Format eingefügt, so müssen die entsprechenden Auswerte- und Konvertierungsroutinen zu deren Interpretation erweitert werden. Eine Abwärtskompatibilität kann nur dann gewährleistet werden, wenn innerhalb der neu vereinbarten und eingefügten Gruppen eindeutige Feldbezeichner verwendet werden, so dass Programme alle ursprünglichen Einträge noch eindeutig identifizieren und die unbekannte Gruppe inklusive der darin befindlichen Information ignorieren können.

Einträge

Gültige Einträge bestehen immer nur aus alphanumerischen Zeichen. Einem gültigen Eintrag muss das Trennzeichen folgen, welches per Definition das Gleichheitssymbol '=' darstellt. Das Trennzeichen kann von Leer- oder Tabulatorzeichen umgeben sein. Das erste Zeichen nach dem Trennzeichen, das weder ein Leerzeichen noch ein Tabulator-

zeichen ist, leitet den Wert des Eintrages ein. Die korrekte Interpretation des Inhaltes obliegt dem auswertenden Programm.

Feldbezeichner = Feldinhalt

Die Anforderungen an den derzeit geforderten Umfang der Planungsdaten wurden in Zusammenarbeit mit den Entwicklern des Ausführungssystems spezifiziert [HZ98].

6.1.2 Aufbau einer Datei im SRL Datenformat

```
; SRL file format – ASCII v1.0
;
; Sample header for the Berlin Integrated Surgery System
; Surgical Robotics Lab, Charite HU-Berlin Campus Virchow

; Patient Information
[Patient]
name = lastName, firstName middleName
id = 4711
dateOfBirth = yyyy.mm.dd
sex = [m, f, o]

; Date and Time of Image Acquisition
[Date]
acqDate = yyyy.mm.dd
acqTime = hh:mm:ss

; Imaging Modality
[Modality]
type = CT

; Imaging Information
[Image]
columns = xxx
rows = yyy
number = zzz
xPixelSizeMM = x.xx
yPixelSizeMM = y.yy
sliceDistanceMM = z.zz
sliceThicknessMM = z.zz
bitsAllocated = 8
bitsStored = 8
highBit = 7
dataType = unsigned
direction = SI

; Segmentation Information
;
; ranges of gray values
[Segmentation]
reserved = 0, 15
air = 16, 19
soft = 20, 47
bone = 49, 71
marker = 72, 79

; Preview Information
;
; preview = number of preview images stored after the image data
[Preview]
preview = N
width = xxx
height = yyy
```

```
; Registration Marker Information
;
; marker = number of markers in the data set [0...N]
;
; syntax: refX, refY, refZ; vecX, vecY, vecZ; angle (in radians)
[Marker]
marker = N
marker1 = x.xx, y.yy, z.zz; x.xx, y.yy, z.zz; r.rr
marker2 = x.xx, y.yy, z.zz; x.xx, y.yy, z.zz; r.rr
   :
markerN = x.xx, y.yy, z.zz; x.xx, y.yy, z.zz; r.rr

; Target Information
;
; targets = number of targets in the data set [0...N]
;
; syntax: startX, startY, startZ; endX, endY, endZ
targets = N
target1 = x.xx, y.yy, z.zz; x.xx, y.yy, z.zz
target2 = x.xx, y.yy, z.zz; x.xx, y.yy, z.zz
   :
targetN = x.xx, y.yy, z.zz; x.xx, y.yy, z.zz

; Data section follows
;
[Data]
```

6.1.3 Manuelle Erzeugung einer Datei im SRL Datenformat

Das vorangehend beschriebene Datenformat lässt sich problemlos mit einem konventionellen Texteditor erstellen bzw. bearbeiten. Diese Möglichkeit vereinfacht den Test und die unabhängige Entwicklung des Planungs- und Ausführungssystems. Für Teilkomponenten des Ausführungssystems lässt sich mit einfachen Mitteln und unabhängig vom Planungssystem eine Datei im SRL Format erzeugen, die problemlos um benötigte Zusatzinformation erweitert werden kann. Wenn die Entwicklung der beiden Komponenten des integrierten Planungs- und Ausführungssystems einen stabilen Zustand erreicht hat kann das SRL Format ggf. um ein binäres Äquivalent ergänzt werden.

Mit Hilfe der in Abschnitt 3.2 vorgestellten Hilfsprogramme zur Arbeit mit medizinischen Bilddaten sowie der DICOM Bibliothek kann alle Information zu einem CT-Datensatz gewonnen und in das SRL Datenformat überführt werden. Marker- und Bohrpositionen lassen sich für Tests in beliebiger Form angeben. Die Bilddaten können nach Reduktion auf 8 Bit (z.B. mit den Programmen signedToByte oder unsignedToByte, Abschnitt 3.2.3, Seite 30) mittels einfacher Ausgabeumlenkung an die manuell erzeugte ASCII Beschreibung im SRL Format angefügt werden.

```
extractDicomImg | unsignedToByte >> file.srl
```

6.2 Eine Bibliothek zum Import der SRL Planungsdaten

Für die Auswertung des SRL Datenformates müssen entsprechende Bibliotheksfunktionen bereitgestellt werden, die sowohl im Ausführungssystem als auch im Planungssystem genutzt werden können. Die Definition des Datenformates und die Bereitstellung einer Bibliothek zu dessen Interpretation war eine der ersten Aufgaben im Rahmen dieser Arbeit. Die Datensätze zur Entwicklung des Ausführungssystems

konnten somit frühzeitig erzeugt und ausgewertet werden, so dass eine gemeinsame parallele Entwicklung von Planungs- und Ausführungssystem unter Einhaltung einer definierten Schnittstelle gewährleistet ist.

Die Implementierung der Bibliothek zur Interpretation des SRL Datenformates und zum Import der zugehörigen Daten erfolgte unter UNIX (Linux, HP-UX und IRIX) in ANSI C. Die Bibliothek lässt sich problemlos mit dem GNU C-Compiler und mit den Standardcompilern des jeweiligen Systems übersetzen. Sie wurde ebenfalls frühzeitig unter DOS sowohl mit dem Borland C-Compiler 3.x als auch mit dem GNU C-Compiler übersetzt. Der Programmcode befindet sich auf der beiliegenden CD im Verzeichnis srl-header/lib (siehe Anhang B, Seite 187 ff.).

6.2.1 Die Datenstruktur des SRL Formates

Die Datenstrukturen zur Übernahme des SRL Datenformates sind in der Datei srl.h definiert. Für jede Gruppe des Datenformates liegt eine separate Datenstruktur vor, die im Falle einer Formaterweiterung um die entsprechenden Einträge ergänzt werden muss. Alle Gruppen sind in einer Datenstruktur vom Typ srlType zusammengefasst, deren Elemente nachfolgend aufgezeigt sind. Bei Einführung einer neuen Gruppe muss dieser Datentyp entsprechend erweitert werden.

Tabelle 6.1: Datentypen des SRL Formates

```
srlPatient      // Patientendaten
srlDate         // Aufnahmedatum
srlTime         // Aufnahmezeit
srlModality     // Aufnahmeart
srlImage        // Aufnahmeparameter
srlMaterial     // Segmentierungsinformation
srlPreview      // Planungsansicht(en)
srlMarkerList   // Liste der Registrierungsmarker
srlTargetList   // Liste der Bohrdaten
```

6.2.2 Einlesen der ASCII Information

Die Übernahme eines Datenstroms im SRL Format erfolgt zweistufig. Als Erstes werden alle Daten bis zu einer in srl.h definierten Endesequenz (*End of Header*) mittels der Bibliotheksfunktion srlReadHdr() in einen Bytestrom übernommen. Dieser Bytestrom liegt anschließend uninterpretiert im Speicher vor. Über die Funktion srlConvertHdr() lässt sich ein solcher Bytestrom in eine Struktur vom Typ srlType überführen. Durch diese Vorgehensweise erfolgt die Analyse des Datenformates im Speicher, was einen deutlichen Geschwindigkeitsvorteil zur Folge hat. Wenn das Datenformat korrekt ausgewertet werden konnte, liefert srlConvertHdr() einen Zeiger auf eine neu angelegte Struktur vom Typ srlType zurück und im Fehlerfall den Wert 0. Die Funktion srlConvertHdr() bildet das Herzstück der SRL Bibliothek, da in ihr die einzelnen ASCII Einträge entsprechend eines zugrundeliegenden Datenformates interpretiert werden. Eine Erweiterung der Datenstrukturen muss demzufolge auch in dieser Bibliotheksfunktion berücksichtigt werden. Nach der erfolgreichen Übernahme der ASCII Information kann

der Speicher für den Bytestrom mit srlFreeHdr() und der Speicher für die Datenstruktur srlType mit srlReleaseHdr() freigegeben werden.

6.2.3 Einlesen der Bilddaten

Die Übernahme der Bilddaten erfolgt unabhängig von den ASCII Daten. Sollen die Bilddaten ebenfalls eingelesen werden, was für die Nutzung der Planungsdaten nicht zwingend erforderlich ist, dann muss dem Aufruf von srlReadHdr() und srlConvertHdr() der Aufruf der Bibliotheksfunktion srlReadData() folgen. Mit srlReadData() wird Speicher für die Binärdaten des SRL Datenstromes angelegt, wobei per Definition immer zuerst die Aufnahmedaten und dann eventuelle Planungsansichten in der Datei vorliegen müssen. Anschließend werden, entsprechend der Angaben in den Gruppen Image und Preview, alle Binärdaten eingelesen. Die Funktion srlReadData() liefert einen Zeiger auf den neu angelegten Speicher oder im Fehlerfall den Wert 0 zurück. Mit srlFreeData() kann der reservierte Speicher wieder freigegeben werden.

Da nach dem Einlesen der Bilddaten diese als linearer Bytestrom vorliegen, obwohl es sich bei CT-Daten um ein dreidimensionales Skalarfeld handelt, wurde eine weitere Funktion srlConvertData() bereitgestellt, über die ein entsprechendes Feld von Zeigern auf die Zeilen und Schichten der Aufnahmematrix angelegt und ein Zeiger auf dieses Feld zurückgeliefert wird. Nach Aufruf dieser Funktion können die Daten entweder linear verarbeitet, oder es kann in indizierter Form über die Zeilen und Spalten auf die Aufnahmewerte der zugehörigen Schichten zugegriffen werden. Das Zeigerfeld kann dabei jederzeit erzeugt und mit srlReleaseData() wieder freigegeben werden, ohne dass die Bilddaten kopiert oder gelöscht werden müssen. Es stellt lediglich eine bequeme und weniger fehlerträchtige Zugriffsform auf die Bilddaten bereit.

6.3 Hilfsprogramme zur Auswertung des SRL Datenformates

Zum Test der Bibliotheksfunktionen und zur Analyse von Daten im SRL Format wurden im Rahmen dieser Arbeit einige einfache Hilfsprogramme implementiert. Diese Programme erweitern die in Abschnitt 3.2 vorgestellten *Medical Image Tools* und lassen sich mit diesen zu nützlichen Verarbeitungsketten kombinieren. Der zugehörige Programmcode liegt im Verzeichnis srl-header/tools auf der beiliegenden CD vor (siehe Anhang B, Seite 187 ff.).

checkSrlHdr	zur Syntaxüberprüfung des Datenformates
extractSrlHdr	zur Extraktion der gesamten ASCII Information
extractSrl	zur Extraktion von Kommentaren, Gruppen oder Einträgen
extractSrlImg	zur Extraktion der Binärdaten
showSrlHdr	zur formatierten Ausgabe aller Einträge
getSrlEntry	zur gezielten Abfrage einzelner Einträge

6.3.1 Überprüfung des Datenformates

Das Programm checkSrlHdr ermöglicht die Überprüfung der Syntax eines SRL Datenstroms und ggf. dessen Fehlerbereinigung. Alle Einträge werden entsprechend der Vorgaben in Abschnitt 6.1.1 geprüft. Jede Zeile, die syntaktisch weder einem Kommentar noch einer Gruppe bzw. einem Eintrag entspricht, wird als fehlerhaft interpretiert. Alle gültigen Zeilen werden unverändert über den Standard Ausgabekanal und fehlerhafte Zeilen mit dem Präfix ';ERROR: ' über den Standard Fehlerkanal ausgegeben. Wird die Standardausgabe in eine Datei umgelenkt, so enthält diese Datei eine syntaktisch korrekte ASCII Information im SRL Format, aus der fehlerhafte Einträge entfernt wurden. Werden sowohl Standard- als auch Fehlerausgabe in eine Datei umgelenkt, so enthält diese Datei eine syntaktisch korrekte Information, bei der fehlerhafte Zeilen auskommentiert sind.

```
checkSrlHdr [-h] [/?] [inputFile.srl]
cat inputFile.srl | checkSrlHdr > outputHdr.srl
```

Wird checkSrlHdr mit der Option -h[elp] (UNIX) bzw. /? (DOS) aufgerufen, dann wird eine kurze Programmbeschreibung ausgegeben. Ansonsten erfolgt der Aufruf durch Eingabe des Programmnamens sowie des Namens einer Datei im SRL Format. Unterbleibt die Angabe eines Dateinamens, liest das Programm aus dem Standard Eingabekanal, so dass eine Verarbeitung in einer so genannten *„pipe“* erfolgen kann.

6.3.2 Extraktion der ASCII Daten

Das Programm extractSrlHdr dient dazu, die ASCII Information eines Datenstroms im SRL Format von der Binärinformation zu trennen und diese, z.B. zur Verarbeitung mit einem einfachen Texteditor, unmodifiziert auszugeben. Wird extractSrlHdr mit der Option -h[elp] (UNIX) bzw. /? (DOS) aufgerufen, dann wird eine kurze Programmbeschreibung ausgegeben. Ansonsten erfolgt der Aufruf durch Eingabe des Programmnamens, des Namens einer Datei im SRL Format und eines Dateinamens zur Speicherung der ASCII Daten. Existiert eine Datei gleichen Namens, so wird diese nicht überschrieben, sondern eine Fehlermeldung ausgegeben. Entfällt die Angabe eines Namens für die Ausgabe, so werden die Daten in den Standard Ausgabekanal geschrieben. Wird weder der Name einer Eingabe- noch einer Ausgabedatei angegeben, dann liest das Programm aus dem Standard Eingabekanal, so dass eine Verarbeitung in einer *„pipe“* erfolgen kann.

```
extractSrlHdr [-h] [/?] [inputFile.srl] [outputHdr.srl]
cat inputFile.srl | extractSrlHdr > outputHdr.srl
```

Das Programm extractSrl bietet die Möglichkeit selektiv entweder nur alle Einträge, alle Gruppen oder alle Kommentarzeilen aus einem Datenstrom im SRL Format zu filtern. Als Pflichtparameter erwartet extractSrl die Angabe des Zeilentyps, der aus der Eingabe extrahiert werden soll. Hierbei kann es sich entweder um die Zeichenkette "com..." für Kommentarzeilen, "ent..." für gültige Einträge oder um "sec..." für gültige Gruppen-

bezeichner handeln. Wird extractSrl mit der Option -h[elp] (UNIX) bzw. /? (DOS) aufgerufen, dann wird eine kurze Programmbeschreibung ausgegeben. Ansonsten erfolgt ein Aufruf durch Eingabe des Programmnamens, der Kennung des Zeilentyps sowie des Namens einer Datei im SRL Format. Entfällt die Angabe eines Dateinamens, liest das Programm aus dem Standard Eingabekanal, wodurch es sich mit anderen Kommandos verketten lässt.

```
extractSrl [-h] [/?] ENTries, SECtions, COMments [inputFile.srl]
```

Sollen z.B. alle gültigen Einträge einer Datei im SRL Format ausgegeben werden, so kann dies auf folgende Art erfolgen:

```
extractSrl entries inputFile.srl
```

6.3.3 Extraktion der Bilddaten

Zur Verarbeitung der reinen Bilddaten mit beliebigen Visualisierungsprogrammen wurde das Programm extractSrlImg implementiert und bereitgestellt. Mit diesem Programm können die Aufnahmedaten von der Zusatzinformation getrennt und separat ausgegeben werden. Wird extractSrlImg mit der Option -h[elp] (UNIX) bzw. /? (DOS) aufgerufen, dann wird eine kurze Programmbeschreibung ausgegeben. Ansonsten erfolgt der Aufruf durch Eingabe des Programmnamens, des Namens einer Datei im SRL Format und eines Dateinamens zur Speicherung der Bilddaten. Existiert eine Datei gleichen Namens, so wird diese nicht überschrieben, sondern eine Fehlermeldung ausgegeben. Entfällt die Angabe eines Namens für die Ausgabedatei, so werden die Daten in den Standard Ausgabekanal geschrieben. Wird weder der Name einer Eingabe- noch einer Ausgabedatei angegeben, dann liest das Programm aus dem Standard Eingabekanal, so dass eine Verarbeitung in einer *„pipe“* erfolgen kann.

```
extractSrlImg [-h] [/?] [inputFile.srl] [outputImg.raw]
cat inputFile.srl | extractSrlImg > outputImg.raw
```

6.3.4 Formatierte Ausgabe aller Einträge

Das Programm showSrlHdr entspricht in seiner Arbeitsweise im Wesentlichen dem Programm extractSrlHdr, mit dem Unterschied, dass die Information formatiert ausgegeben wird. Erfolgt ein Aufruf des Programms showSrlHdr mit der Option -h[elp] (UNIX) bzw. /? (DOS), wird eine kurze Programmbeschreibung ausgegeben. Ansonsten erfolgt der Aufruf durch Eingabe des Programmnamens sowie des Namens einer Datei im SRL Format. Auch showSrlHdr liest ohne Angabe eines zusätzlichen Dateinamens aus dem Standard Eingabekanal.

```
showSrlHdr [-h] [/?] [inputFile.srl]
```

```
Name: john 2
Id: 0008
Date of Birth: 16.05.1997
Sex: m

Date of acquisition: 22.05.1998
Time of acquisition: 18:05:33

Modality: CT

Images: 30
Image width: 150
Image height: 150
Pixel size:    0.6055 x    0.6055 mm
Slice thickness:    2.0000 mm
Slice distance:    2.0000 mm
Bits per Pixel: 8
Pixel stored in 8 bits
High bit: 7
Pixel data type: unsigned
Imaging direction: SI

Preview:  available
Preview width: 150
Preview height: 150

Segmentation:
lower bound for bone is 49
upper bound for bone is 71

4 marker in data set
  1. marker position: [ 90.20,  13.90,   8.30], orientation (0.00, 0.00, 0.00) * 0.000
  2. marker position: [ 84.50,  45.50,  21.00], orientation (0.00, 0.00, 0.00) * 0.000
  3. marker position: [114.60,  86.80,  25.10], orientation (0.00, 0.00, 0.00) * 0.000
  4. marker position: [125.70, 120.00,  22.00], orientation (0.00, 0.00, 0.00) * 0.000

0 targets in data set
```

6.3.5 Abfrage einzelner Einträge

Das Programm getSrlEntry bietet die Möglichkeit einzelne Einträge durch Angabe ihres Feldbezeichners aus einem SRL Datenstrom zu extrahieren. Die Bezeichner der Einträge müssen wohl bemerkt zum Zeitpunkt der Abfrage bekannt sein[8]. Mit getSrlEntry lassen sich so, auf sehr komfortable Art und Weise, Dateien hinsichtlich einzelner Merkmale analysieren, wobei sichergestellt ist, dass es sich bei diesen Merkmalen um gültige Einträge im Sinne des festgelegten Formates handelt. Wird getSrlEntry mit der Option -h[elp] (UNIX) bzw. /? (DOS) aufgerufen, dann wird eine kurze Programmbeschreibung ausgegeben. Ansonsten erfolgt ein Aufruf durch Eingabe des Programmnamens, der Kennung des gewünschten Eintrags sowie des Namens einer Datei im SRL Format. Entfällt die Angabe eines Dateinamens, liest das Programm aus dem Standard Eingabekanal, wodurch es sich mit der Ausgabe anderer Programme verketten lässt.

[8] Mit 'extractSrl entries inputFile.srl' können alle gültigen Einträge einer Datei ausgewertet werden.

```
getSrlEntry [-h] [/?] entry [inputFile.srl]
```

Als Pflichtparameter erwartet getSrlEntry die Angabe eines alphanumerischen Bezeichners, dessen zugeordneter Wert aus der Eingabe extrahiert werden soll. Beispiele für gültige Bezeichner sind u.a. acqDate, xPixelSizeMM, dataType, marker usw. Die Groß- und Kleinschreibung bleibt beim Vergleich unberücksichtigt. Sollen z.B. alle Dateien im Verzeichnis images/srl auf die Existenz einer Markerinformation überprüft werden, so kann dieses unter UNIX mit folgendem Kommando leicht bewerkstelligt werden:

```
find ./images/srl –exec getSrlEntry marker {} \;
```

In der derzeitigen Version werden alle Einträge des SRL Datenstroms mit dem angegebenen Bezeichner verglichen und der Wert des ersten übereinstimmenden Eintrags zurückgeliefert. Als Erweiterung könnte die Angabe einer Gruppenbezeichnung akzeptiert werden, der der gesuchte Eintrag untergeordnet sein soll. Für die Nutzung der Bibliotheksfunktion srlGetEntry() in eigenen Programmen, existiert diese Eingrenzungsmöglichkeit bereits. Sie wurde in diesem Programm aus Vereinfachungsgründen lediglich nicht genutzt.

6.4 Im- und Export der SRL Planungsdaten mit Amira

Nach der Definition eines Datenformates zum Austausch der Planungsdaten sowie der Implementierung entsprechender Bibliotheksfunktionen zur Speicherung und Verarbeitung dieser Daten ist als Nächstes eine Möglichkeit gefordert, diese Daten direkt aus dem Planungssystem generieren zu können. Die benötigte Information zum Patienten sowie zu den Aufnahmeparametern liegt über die CT-Daten vor, die mit dem DICOM Importmodul in Amira eingelesen werden können (Abschnitt 3.6). Die Markerdaten liegen nach einer erfolgreichen Markerdetektion vor (Abschnitt 4.5) und die Bohrdaten ergeben sich aus der Planung am computergrafischen 3D Patientenmodell (Kapitel 5). Alle diese Daten bilden einen vollständigen Planungsdatensatz, der lediglich im vereinbarten Format in einer Datei gespeichert werden muss. Die Bereitstellung dieser Möglichkeit und der eines Importes solcher Planungsdaten zur Verifikation ist Bestandteil der vorliegenden Arbeit. Es wurde das Modul hxSrl für das Visualisierungssystem Amira entwickelt und implementiert, mit dem Planungsdaten als Dateien im SRL Format gespeichert und auch wieder eingelesen werden können. Das komplette Modul inklusive Programmcode liegt im Verzeichnis Amira/packages/hxsrl auf der beiliegenden CD vor (siehe Anhang B, Seite 187 ff.).

6.4.1 Das Modul hxSrl

Auch das Modul hxSrl wurde als dynamisch ladbare Bibliothek zur Nutzung in Amira entwickelt und bereitgestellt. Es handelt sich hierbei zum einen um eine Lesemethode, wie sie bereits für Dateien im DICOM Format implementiert wurde und zum anderen um eine allgemeine Speichermethode, die mit einem Amira Datenobjekt verknüpft bzw. aus Amira aufgerufen werden kann. Die Anmeldung des Moduls hxsrl erfolgt wie bei

allen anderen Modulen über eine externe ASCII Datei namens hxsrl.rc, die zur Startzeit von einem in Amira integrierten TCL Kommandointerpreter ausgewertet wird. Diese Datei muss sich im Verzeichnis Amira/share/resources befinden, damit die entsprechende Bibliothek zur Startzeit lokalisiert und geladen werden kann. Die Datei hxsrl.rc hat dabei folgenden Inhalt:

```
dataFile -name "SRL" \
    -option srl \
    -ext .srl  \
    -header SRL  \
    -load readSRL  \
    -type HxRegScalarField3  \
    -save saveImageSrl \
    -dso "libhxsrl.so"

dataFile -name "SRL+" \
    -type HxLandmarkSet  \
    -save saveLandmarksSrl \
    -dso "libhxsrl.so"
```

Mit hxsrl.rc wird festgelegt, dass Dateien mit dem Suffix .srl bzw. der Zeichenkette 'SRL' im Dateianfang über die Methode readSRL() eingelesen und Bilddaten mittels der Methode saveImageSrl() bzw. Markerdaten mit der Methode saveLandmarksSrl() abgespeichert werden. Die Möglichkeit der Speicherung von Bohrdaten erfolgt über die Methode saveSrl(), die jedoch direkt aus dem Planungsmodul hxEpiPlan aufgerufen wird und nicht mit einem Datenobjekt verknüpft ist (siehe Abschnitt 6.4.5). Alle Speichermethoden werden über das Modul hxSrl bereitgestellt. Die zugehörige Bibliothek libhxsrl.so muss sich dabei in einem Unterverzeichnis lib des Installationsverzeichnisses von Amira oder eines lokalen Entwicklungsverzeichnisses befinden. Über die Umgebungsvariablen AMIRA_ROOT und AMIRA_LOCAL kann auf die entsprechenden Verzeichnisse verwiesen werden.

```
[t]csh:    setenv AMIRA_ROOT /usr/local/Amira
[ba]sh:    export AMIRA_ROOT=/usr/local/Amira

[t]csh:    setenv AMIRA_LOCAL $HOME/Amira
[ba]sh:    export AMIRA_LOCAL=$HOME/Amira
```

6.4.2 Datenimport

Obwohl sich aus den Anforderungen für das chirurgische Planungssystem kein direkter Bedarf am Reimport der Planungsdaten ergibt, wurde diese Möglichkeit bei der Erweiterung von Amira vorgesehen. Das Einlesen von Daten im SRL Format bietet zumindest die Möglichkeit der Verifikation generierter Planungsdaten, was im Rahmen der Entwicklung von Vorteil ist. Liegt eine Datei in diesem Format vor, so kann sie mit dem Befehl Load... des File-Menüs eingelesen werden. Über den zugehörigen Dateiauswahldialog kann z.B. in das Verzeichnis images/srl gewechselt und eine oder mehrere Dateien ausgewählt werden. Aufgrund der Dateinamenserweiterung .srl bzw. der ASCII Zeichenkette 'SRL' in der ersten Zeile des Formates erscheint im Dateiauswahlbereich des Dialogfensters ein Hinweis auf das erkannte Dateiformat (siehe Bild 6.1).

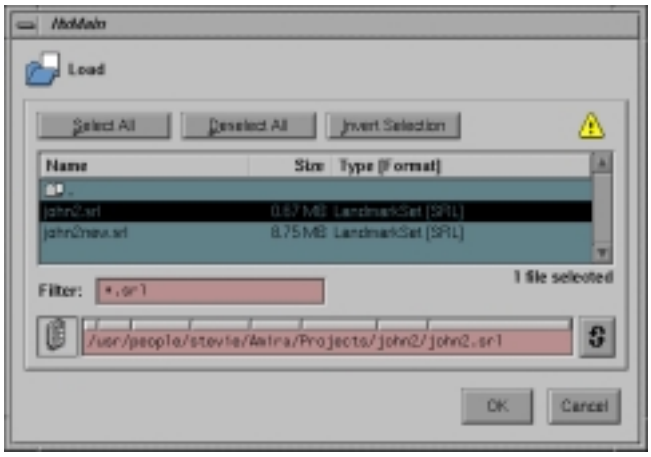

Bild 6.1: Auswahl von Dateien im SRL Format

Nach Auswahl und Bestätigung einer Datei werden die darin gespeicherten Daten eingelesen und die zugehörigen Datenobjekte entsprechend des Inhaltes erzeugt. Bilddaten werden dabei grundsätzlich in ein reguläres, dreidimensionales Skalarfeld vom Typ HxRegScalarField3 überführt. Diese Daten können in Amira auf normale Art und Weise visualisiert werden. Befindet sich eine Planungsvoransicht im Datensatz, dann wird diese als separates Datenobjekt angelegt und geeignet gekennzeichnet. Markerinformation wird automatisch in ein HxLandmarkSet überführt und das zugehörige Präsentationsmodul hxDisplayLandmarks gestartet (siehe Bild 6.2). Eine allgemeine Beschreibung der Möglichkeiten zur Datenanalyse mit Amira kann dem *Online*-Handbuch entnommen werden [Ami98].

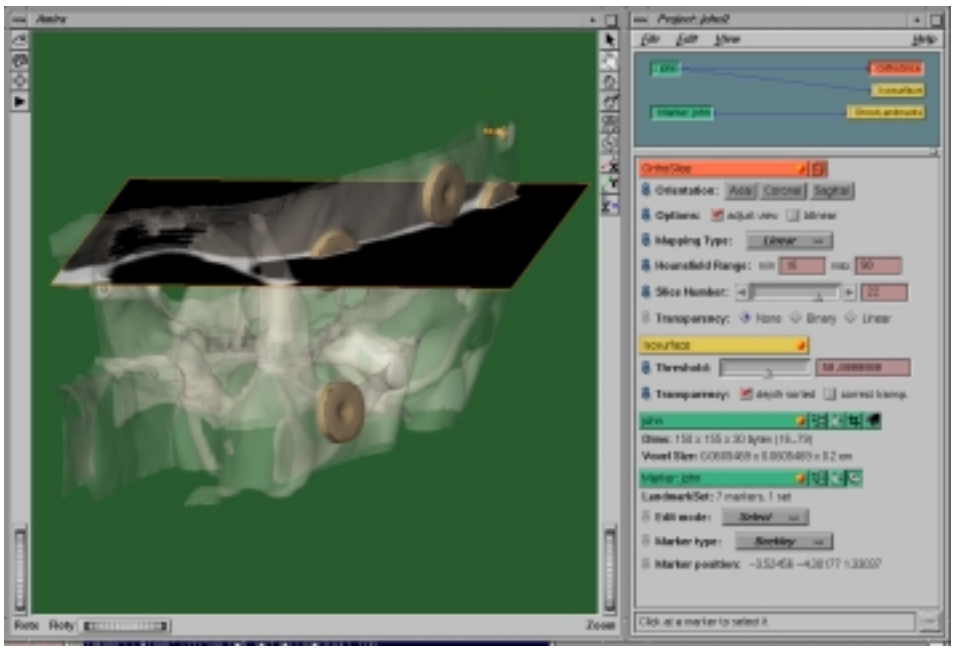

Bild 6.2: Visualisierung eines SRL Datensatzes

6.4.3 Export der Bilddaten zur Visualisierung

Aufgrund der Definition des SRL Datenformates ist es möglich nur Bilddaten mit der zugehörigen Aufnahmeinformation abzuspeichern. Die Existenz der Gruppen Marker und Targets ist ebenso wenig Voraussetzung wie deren Inhalt. Aus diesem Grund wurde die Möglichkeit bereitgestellt CT-Aufnahmedaten, wie sie z.B. über das DICOM Importmodul eingelesen werden, direkt im SRL Format abspeichern zu können. Die Vorgehensweise dabei ist denkbar einfach, da nach Auswahl der CT-Daten über das zugehörige Symbol im Netzwerkeditor lediglich die Option Save as... aus dem File-Menü ausgewählt werden muss. Handelt es sich bei dem selektierten Datenobjekt um eine Instanz der Klasse HxRegScalarField3, dann ist im entsprechenden Dialogfenster die Speicheroption SRL verfügbar. Soll beim Speichern das Suffix .srl berücksichtigt werden, so ist dieses explizit anzugeben, da keine automatische Dateinamens-erweiterung erfolgt (siehe Bild 6.3).

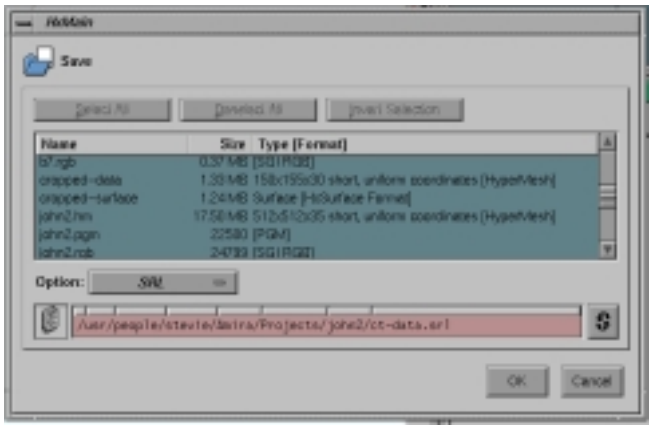

Bild 6.3: Speichern von Bilddaten im SRL Format

Die Bilddaten allein stellen im eigentlichen Sinne keine Planungsdaten dar. Für den Test des Ausführungssystems zur überlagerten Darstellung von Instrumenten und CT-Daten ist es jedoch hilfreich über eine solche Speichermöglichkeit zu verfügen. Dabei lassen sich mit Amira auch Teilausschnitte des Datensatzes erzeugen (*Crop*) bzw. die CT-Daten mit einer gröberen Auflösung diskretisieren (*Resample*) [Ami98]. Auf diese Art können sehr große Datenvolumen auf eine so genannte *Region of Interest* reduziert bzw. mit einer verminderten Anzahl von Aufnahmewerten gespeichert werden, wobei im letzteren Fall natürlich Information verloren geht. Aus diesem Grund darf eine Reduktion der Auflösung erst direkt vor der Speicherung und nicht bereits vor der Planung bzw. Markerdetektion erfolgen. Für die Nutzung der Planungsdaten im Ausführungssystem ist eine Reduktion besonders großer Datenvolumen aufgrund der Echtzeitanforderungen jedoch unbedingt erforderlich.

6.4.4 Export der Markerinformation zur Registrierung

Für die Registrierung von Modell- und Patientendaten müssen die Markerpositionen und -orientierungen abgespeichert werden können. Wurde zu einem CT-Datensatz die automatische Markerdetektion aufgerufen und liegt eine Markerliste in Form eines

HxLandmarkSet vor, dann kann das zugehörige Symbol im Netzwerkeditor ausgewählt und wieder die Option Save as... aus dem File-Menü aufgerufen werden. Im Gegensatz zur Abspeicherung von Bilddaten über die CT-Daten erhält man an dieser Stelle die Möglichkeit das Speicherformat SRL+ auszuwählen. Es muss wieder ein Dateiname, ggf. mit der Endung .srl angegeben und der Dialog bestätigt werden. Die Datei, die dabei erzeugt wird, liegt im SRL Datenformat vor und enthält sowohl die Bild- als auch die Markerinformation.

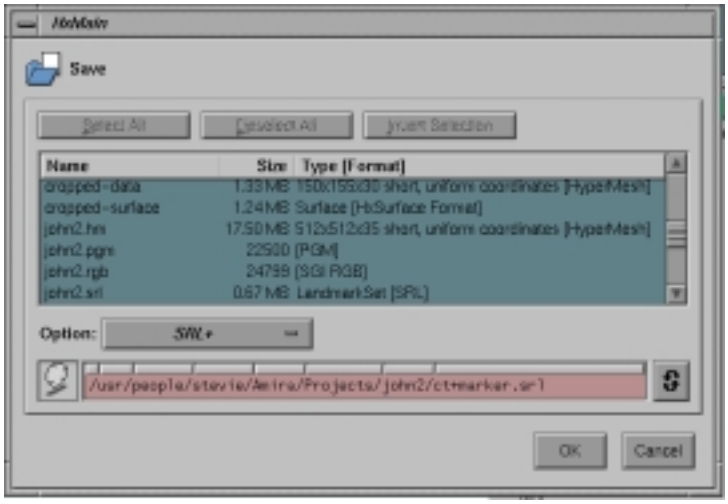

Bild 6.4: Speichern von Bild- und Markerdaten im SRL+ Format

6.4.5 Export der Bohrdaten zur Ausführung

Nach Abschluss einer kompletten Planung müssen die Bilddaten, die Markerpositionen und die Bohrkoordinaten zur robotergestützten Planungsumsetzung exportiert werden. Diese Möglichkeit erhält man allerdings nur direkt aus dem Planungsmodul hxEpiPlan. Nach Betätigung der Schaltfläche OK erscheint ein Dialogfenster zur Speicherung der Planungsdaten. Wurde eine Planungsstudie angelegt, dann ist das zugehörige Verzeichnis bereits ausgewählt. Zur Abspeicherung kann in diesem Fall kein Format ausgewählt werden. Das einzige Speicherformat das angeboten wird ist das SRL+ Format, welches besagt, dass Bild- und Planungsdaten gespeichert werden. Es muss an dieser Stelle lediglich ein Dateiname, ggf. mit dem Suffix .srl, angegeben und der Dialog bestätigt werden. Im Anschluss daran liegen die Planungsdaten im SRL Format vor.

Wurde im Rahmen der Planung noch nicht die automatische Markerdetektion aufgerufen, bzw. liegen keine Marker im CT-Datensatz vor, dann erscheint vor der Speicherung ein entsprechender Hinweis. Die Markerdetektion kann an dieser Stelle nachgeholt werden. Eine Speicherung der Planungsdaten ohne Markerinformation wird derzeit zu Testzwecken noch nicht ausgeschlossen, obwohl die Planung ohne diese Information nicht umsetzbar ist.

6.5 Erweiterungsmöglichkeiten

Die Planungsdaten können entsprechend der Formatvorgaben mit dem Planungssystem erzeugt und abgespeichert werden. Mit der vorgestellten Bibliothek lassen sich diese Daten einlesen, interpretieren und für die Umsetzung der Planung nutzen. Das SRL Datenformat wurde dabei so definiert, dass es sich problemlos erweitern und einfach interpretieren lässt. Sollte sich ein Planungssystem der vorgestellten Art in der klinischen Routine etablieren, dann empfiehlt sich langfristig die Nutzung des standardisierten DICOM Formates, wobei Marker- und Bohrdaten, Voransichten, *Overlay*-Information usw. in privaten Gruppen abgespeichert werden können (siehe Abschnitt 3.3.2). Dazu muss das Modul hxDicom um entsprechende Speichermethoden erweitert und diese statt der Methoden des Moduls hxSrl verwendet werden. Das Ausführungssystem wäre dabei lediglich auf die Nutzung der in Abschnitt 3.4 vorgestellten Bibliothek zum DICOM Datenimport abzuändern und müsste die benötigte Information aus den neu eingeführten Datenelementen extrahieren.

In Anlehnung an die Hilfsprogramme zur Analyse von DICOM Daten (Abschnitt 3.5, Seite 51) könnte weiterhin ein Hilfsprogramm zur Visualisierung der Bilddaten im SRL Format bereitgestellt werden. Vorstellbar wäre ein Programm xSrlView, das die einfache Anzeige der einzelnen Schichten unter X11 ermöglicht. Hierbei ließen sich z.B. mit den Cursor- bzw. Maustasten oder mit grafischen Bedienelementen einzelne Schichten auswählen und darstellen.

Im SRL Datenformat wurde die Gruppe Preview definiert, die eine Information über vorliegende Planungsansichten enthält. Wenn solche Planungsansichten im Datensatz gespeichert sind, befinden sich die zugehörigen Daten direkt hinter den CT-Aufnahmedaten. Diese Information wird derzeit allerdings noch nicht aus dem Planungssystem bereitgestellt, da bislang ungeklärt ist, ob diese Daten tatsächlich genutzt werden und wenn ja in welchem Format sie dann vorliegen sollten. Gemäß der Vorgaben für die Nutzung der Daten im Ausführungssystem müssten derzeit auch die Voransichten auf sechs Bit reduziert werden [HZ98], was zu einer schlechten Qualität bei der Darstellung schattierter 3D Oberflächen führen würde. Eine entsprechende Möglichkeit zur Konvertierung und Speicherung der jeweiligen Planungsansicht wurde deshalb im Rahmen dieser Arbeit noch nicht implementiert. Die Voraussetzungen zur Bereitstellung dieser Daten sind jedoch gegeben und eine entsprechende Möglichkeit sollte bei Bedarf problemlos in das Planungssystem integriert werden können.

Bei der Spezifikation des SRL Datenformates wurde keine Möglichkeit vorgesehen, CT-Datensätze mit variablem Schichtabstand zu speichern. Es ist zwar möglich solche Datensätze mit dem Modul hxDicom in Amira einzulesen, doch lassen sich diese Daten momentan nicht über das SRL Format exportieren. Sollte sich solch eine Anforderung im weiteren Verlauf der Entwicklung ergeben, dann bestünde entweder die Möglichkeit, die SRL Formatbeschreibung um entsprechende Felder zur Beschreibung der Schichtpositionen zu erweitern oder die CT-Datensätze vor der Speicherung durch Interpolation bzw. Entfernen von Schichten auf eine äquidistante Form zu bringen.

Liegen in einem SRL Datensatz Bohrdaten vor, dann werden diese derzeit beim Reimport in das Planungssystem ignoriert. Für den Fall, dass diese Daten ebenfalls visualisiert werden sollen, was über die Anforderungen nicht gegeben war, müsste die Lesemethode des Moduls hxSrl erweitert werden. Da über die Daten allerdings nur der Anfangs- und Endpunkt einer Bohrung vorliegt, können lediglich die Bohrachsen in Kombination mit dem 3D Patientenmodell dargestellt werden, was zur Überprüfung der Planungsdaten jedoch ausreichend wäre.

Nach der Speicherung der CT-Daten im SRL Format ändert sich automatisch der Name des zugehörigen Datenobjektes im Netzwerkeditor von Amira. Hierbei handelt es sich um einen Fehler, da die Daten noch im ursprünglichen Format vorliegen und nicht in dem Format, auf das der neue Name schließen lässt. Um dieses Problem zu umgehen, sollte man die Daten entweder erst dann Speichern, wenn sie nicht mehr zur Visualisierung benötigt werden oder vor dem Speichern mit dem Befehl Duplicate des Edit-Menüs eine Kopie davon anlegen und diese nach der Speicherung mit dem Befehl Remove wieder löschen. Beide Möglichkeiten stellen jedoch lediglich Hilfslösungen dar. Die Änderung des Verhaltens bei der Speicherung von Datenobjekten müsste von den Amira Entwicklern vorgenommen werden.

6.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde ein Datenformat definiert, das die derzeit geforderten Planungsdaten vollständig beschreibt. Dieses Format stellt eine Schnittstelle zwischen Planungs- und Ausführungssystem dar. Des Weiteren wurde eine Programmbibliothek vorgestellt, mit der das SRL Format eingelesen, interpretiert und ausgewertet werden kann. Der zugehörige Programmcode befindet sich auf der beiliegenden CD im Verzeichnis srlheader/lib. Zum Test der SRL Bibliothek und zur Analyse von Dateien im SRL Format wurden zusätzliche Hilfsprogramme bereitgestellt, deren Programmcode im Verzeichnis srl-header/tools vorliegt. Sowohl die Bibliothek als auch die Hilfsprogramme wurden unter UNIX entwickelt und ließen sich problemlos unter DOS übersetzen und nutzen. Das Visualisierungssystem Amira des Konrad-Zuse-Zentrums für Informationstechnik Berlin wurde erfolgreich um die Funktionalität des Ex- und Imports von SRL Datensätzen erweitert. Das komplette Modul hxSrl befindet sich ebenfalls auf der CD im Verzeichnis Amira/packages/hxsrl. Testdaten im SRL Datenformat liegen im Verzeichnis images/srl vor (siehe Anhang B, Seite 187 ff.).

7 Bewertung und Ausblick

In dieser Arbeit wurde ein Konzept für ein chirurgisches Planungssystem zum Einsatz in der Epithetik vorgestellt und ein entsprechender Prototyp auf Basis des am Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin (ZIB) entwickelten Visualisierungssystems *Amira* implementiert. In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Arbeit den ursprünglichen Vorgaben gegenübergestellt, bewertet und Möglichkeiten zur Erweiterung des Prototyps für ein klinisch einsetzbares Planungssystem aufgezeigt.

7.1 Aktueller Stand und nächste Schritte

Gefordert war ein computergestütztes Planungssystem für den Einsatz in der Epithetik, das eine dreidimensionale Planung auf Basis computertomographischer Daten ermöglicht. Dabei sollen Implantatmodelle, unter Berücksichtigung der vorliegenden Gewebestrukturen, an einem dreidimensionalen Modell des Patientenschädels angepasst und die daraus resultierenden Planungsdaten zur robotergestützten Bohrung für die Aufnahme der realen Implantate am Patientenschädel genutzt werden. Für den klinischen Einsatz muss das Planungssystem alle anfallenden CT-Daten verarbeiten können sowie eine einfache, klare und sichere Benutzerführung besitzen, die von den Anwendern akzeptiert wird. Die Planung soll dabei intuitiv und mit optimaler Computerunterstützung vorgenommen und das Ergebnis der Planung an ein Ausführungssystem übertragen werden, welches die Planungsdaten interpretiert, diese auf die jeweilige Patientenlage umrechnet, alle erforderlichen Steuerkommandos zur exakten robotergestützten Planungsumsetzung generiert und die Einhaltung der Planungsdaten überwacht. Zur intraoperativen Nutzung der Planungsdaten muss dabei sichergestellt sein, dass die Planungsdaten mit einer ausreichenden Genauigkeit auf den Patienten angewendet werden können.

Das entsprechend der Anforderungen erweiterte Visualisierungssystem Amira bietet derzeit eine Möglichkeit zur computergestützten Planung. Es stellt allerdings noch kein eigenständiges Planungssystem im Sinne eines Produktes dar, sondern bietet lediglich die gesamte geforderte Funktionalität. Es können medizinische Bilddaten im ACR-NEMA/DICOM Format eingelesen, interpretiert und verarbeitet werden. Somit lässt sich eine Planung anhand aller Daten, die von den Computertomographen der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Charité Berlin generiert werden, vornehmen. Diese Daten können zur Planung sowohl zweidimensional als auch dreidimensional visualisiert werden, und es ist eine Auswahl und interaktive Platzierung sowie die computergestützte, optimale Anpassung von Implantatmodellen am dreidimensionalen Schädelmodell möglich. Als Resultat der Planung liegen die zur Planungsumsetzung erforderlichen Bohrkoordinaten vor.

Für die Registrierung von Modell- und Patientenkoordinatensystem zur intraoperativen Nutzung der Planungsdaten ist es weiterhin möglich, Registrierungsmarker automatisch in den CT-Daten zu detektieren sowie deren Positionen und Orientierungen mit den

Planungsdaten in einem eigens dafür festgelegten Format abzuspeichern. Sowohl Markerdaten als auch Bohrkoordinaten beziehen sich dabei auf das Modellkoordinatensystem der CT-Daten und müssen vom Ausführungssystem über den Vorgang der Registrierung auf die vorliegende Patientengeometrie umgerechnet werden.

In den vorangehenden Kapiteln wurden alle Erweiterungen und Anpassungen des Visualisierungssystems Amira hinsichtlich der Anforderungen im Detail beschrieben. In jedem Kapitel wurde dabei bereits auf Schwachpunkte und mögliche Verbesserungen hingewiesen. Beim Vergleich der Vorgaben mit der Funktionalität des prototypisch implementierten Planungssystems wird deutlich, welche Schritte zur Bereitstellung eines klinisch einsetzbaren Planungssystems vorrangig erforderlich sind. Der gesamte Planungsablauf muss einfach, sicher und in benutzerfreundlicher Form erfolgen. Weiterhin ist anhand von physischen Modellen zu untersuchen, wie genau sich die Planungsdaten robotergestützt umsetzen lassen. Von medizinischer Seite ist letztendlich eine klinische Bewertung des Planungssystems erforderlich, damit gemeinsam an einem klinisch nutzbaren System weiterentwickelt werden kann.

7.1.1 Genauigkeitsuntersuchungen

Wie bereits in Kapitel 4 erwähnt, muss zur intraoperativen Nutzung von aus medizinischen Bilddaten gewonnenen, dreidimensionalen Planungsdaten ein Zusammenhang zwischen diesen Daten und der im Operationssaal vorliegenden Patientenposition und -lage hergestellt werden. Aufgrund von Abbildungs- und Diskretisierungsfehlern, Deformationen sowie rechnerischen und mechanischen Ungenauigkeiten können die Planungsdaten nicht mit absoluter Genauigkeit im Rahmen des chirurgischen Eingriffes eingehalten werden. An dieser Stelle ist zu prüfen, ob die Ungenauigkeiten durch geeignete Maßnahmen minimiert werden können und ob diese minimale Abweichung in tolerierbaren Grenzen liegt.

Bei der konventionellen Vorgehensweise (siehe Abschnitt 2.1.1) kann ein Planungsfehler nicht quantifiziert werden, da keine messbaren Planungsdaten vorliegen. Insofern ist ein direkter Vergleich zwischen der robotergestützten und der manuellen Vorgehensweise nicht möglich. Es kann jedoch davon ausgegangen werden, dass sich mit einer computergestützten Planung an CT-Daten eine höhere Genauigkeit bei der Positionierung von Implantaten im Knochengewebe ergibt. Somit ist zu überprüfen, wie genau diese optimalen Planungsdaten im nachfolgenden chirurgischen Eingriff umgesetzt werden können.

Für die Genauigkeitsuntersuchungen muss zum einen die Markerdetektion inklusive der Registrierung an Modellen überprüft werden. Daraus ergibt sich eine Abweichung zwischen dem Modell- und dem Patientenkoordinatensystem, wobei systematische Fehler, wie z.B. Aufnahmeverzerrungen, bei der Registrierung berücksichtigt und ausgeglichen werden könnten. Hier bietet sich ein direkter Vergleich mit dem derzeit eingesetzten, kommerziellen *Leksell Scope Planner* an. Dieses System entspricht den Anforderungen hinsichtlich der geforderten Genauigkeit, so dass über den Vergleich der

Registrierungsergebnisse auf die Genauigkeit des integrierten Planungs- und Ausführungssystems geschlossen werden kann.

In der nächsten Stufe muss eine Planung an physischen Modellen erfolgen, an denen im Anschluss auch die robotergestützte Bohrung vorgenommen wird, wobei sich hier die aus der Planung resultierenden Fehler mit den Registrierungsfehlern addieren. Die dabei erzielte Genauigkeit bzw. die zwischen Planung und Umsetzung auftretende Abweichung ist ein erstes Resultat zur Bewertung der Güte des Gesamtsystems. Nach der Quantifizierung der maximalen Abweichung müssen Möglichkeiten gefunden werden, die Fehler in der Kette von der Bildgebung bis hin zur robotergestützten Bohrung durch geeignete Maßnahmen zu minimieren. Ist die endgültige maximale Abweichung bekannt, so kann diese in Form von Sicherheitsbereichen in die Planung mit aufgenommen werden. Bei jeder Messung der Knochendicke bzw. des Abstandes zu Mastoidzellen muss ein zusätzlicher Fehlerbereich berücksichtigt bzw. grafisch kenntlich gemacht und entsprechende Warnhinweise bei der Implantatpositionierung ausgegeben werden.

7.1.2 Verbesserung der Benutzerschnittstelle

Eine wesentliche Forderung ist die anwenderfreundliche Bedienung des Planungssystems über eine klare und unmissverständliche Benutzeroberfläche, bei der eine feste Vorgehensweise vorgeschrieben wird, von der nicht, oder nur in geringem Maße abgewichen werden kann. Die derzeitige Benutzerschnittstelle entspricht jedoch noch nicht den Anforderungen an ein klinisch einsetzbares Planungssystem. Hierbei ist allerdings zu berücksichtigen, dass es sich bei Amira um ein modulares, universell einsetzbares Visualisierungssystem handelt, das vornehmlich zur Nutzung und Entwicklung neuer Verfahren der wissenschaftlichen Visualisierung dient, das Modul hxEpiPlan (Abschnitt 5.1.1, Seite 106) jedoch im eigentlichen Sinne eine eigene Anwendung darstellt, die lediglich die Funktionalität von Amira und dessen Visualisierungsmöglichkeiten nutzt.

In der implementierten Version wurde das Planungsmodul hxEpiPlan von der Basisklasse HxModule abgeleitet, die eine ganz allgemeine Programmierschnittstelle zur Erweiterung von Amira darstellt [Ami98]. Um Amira von seiner eigenen Bedienoberfläche (dem Arbeitsbereich und dem Netzwerkeditor) zu befreien, könnte z.B. eine neue Klasse HxAppModule entwickelt werden, über die ein Zugriff auf die Funktionalität von Amira unter Nutzung einer individuellen Bedienoberfläche ermöglicht wird, womit jeder davon abgeleiteten Klasse ein unabhängiges Aussehen mit individuellen Bedieneigenschaften gewährt werden kann. Davon abgeleitete Klassen, die keine eigene Benutzeroberfläche bereitstellen, können dabei weiterhin über die gewohnte Amira Oberfläche bedient werden. Eine Basisklasse vom Typ HxAppModule existiert derzeit noch nicht, böte jedoch eine große Flexibilität bei der Entwicklung von auf Amira aufsetzenden Anwendungen.

Als Benutzerschnittstelle könnte dann z.B. mit der Programmiersprache Tk eine plattformunabhängige grafische Bedienoberfläche entwickelt werden, über deren

Bedienelemente sich die entsprechenden Kommandos in Amira aufrufen und das Planungssystem steuern lässt [Wel95, Fos97]. Amira verfügt bereits über eine Tcl Kommandoschnittstelle, so dass lediglich ein Tk Kommandointerpreter in Amira integriert werden müsste, um das Planungssystem mit einer Tcl/Tk Schnittstelle zu versehen. Ebenso ist eine Bedienung über einen HTML-Browser (Netscape, Internet Explorer u.ä.) vorstellbar, wobei die grafischen Bedienelemente durch geeignete Grafiksymbole repräsentiert werden, die mit entsprechenden Kommandos verknüpft sind. Die Programmsteuerung würde in diesem Fall über die bereits existierende HTTP-Schnittstelle (*Hypertext Transfer Protocol*) von Amira erfolgen. Weiterhin könnten auch die Programmiersprachen Java oder Python genutzt werden, wobei hierfür erst geeignete Schnittstellen bereitgestellt werden müssten. Python stellt ein objektorientiertes Äquivalent zur Programmiersprache Tcl dar, so dass sich dessen Kommandointerpreter problemlos in Amira integrieren lassen sollte. Über Python lässt sich dann in gleicher Weise wie mit Tcl auf die Funktionalität von Tk zugreifen [Lut96].

Mit einer geeigneten Bedienschnittstelle ließe sich die Gesamtkomplexität von Amira auf die Belange eines chirurgischen Planungssystems reduzieren. So könnte ein strukturierter, sequentieller Ablauf in der Bedienung, unter Berücksichtigung relativ weniger Zustände und wechselseitiger Abhängigkeiten, erzwungen werden. Ein wohl definierter, leicht zu überblickender Zustandsgraph, der die Abfolge aller Planungsschritte beschreibt und auf den sich die Bedienung des Planungssystems stützt, würde die Chance einer medizinischen Zulassung des auf Amira aufsetzenden Planungssystems deutlich verbessern. Aufgrund der umfangreichen Funktionalität von Amira ist momentan eine Fehlbedienung bzw. der Aufruf einer „unerlaubten“ Funktion leicht möglich, woraus eine weitere Forderung zur zeitgemäßen Programmbedienung resultiert. Wünschenswert ist die Bereitstellung eines Kommandospeichers über den zumindest die letzte ausgeführte Aktion rückgängig gemacht werden kann. Eine solche Möglichkeit und die Bereitstellung einer durchgängigen kontextabhängigen Hilfe würden eine intuitive und benutzerfreundliche Bedienung ermöglichen, die spielerische Erkundung des Planungssystems fördern und langfristig zu einer hohen Akzeptanz bei den Benutzern führen.

7.1.3 Klinische Bewertung

Für die klinische Bewertung muss das Planungssystem medizinischen Anwendern vorgestellt und von diesen getestet werden. Ein solcher Test bzw. die interdisziplinäre Weiterentwicklung setzt die Akzeptanz, Offenheit und Neugierde bei den entsprechenden Anwendern sowie eine gute Kooperation mit den Entwicklern voraus, die ihrerseits eine optimale Unterstützung und Hilfestellung leisten müssen. Eine komplizierte und unklare Benutzerführung würde einen unkundigen Anwender sofort abschrecken, so dass vor der klinischen Bewertung unbedingt für eine klare Bedienung des Planungssystems gesorgt werden muss. Für erste Tests liegt mit Anhang A eine einfache Bedienungsanleitung vor, in der alle Vorgänge vom Laden der Bilddaten, über die Markerdetektion, die grafische Planung bis hin zum Datenexport ausführlich und beispielhaft erklärt sind. An dieser Stelle sei noch einmal erwähnt, dass es sich bei dem

Planungssystem momentan um einen Prototyp mit experimentellem Charakter handelt, der erst zu einem brauchbaren System „reifen“ muss. Die Bereitstellung einer adäquaten Bedienoberfläche sowie die Anpassung auf Anwendervorgaben macht demzufolge eine konstante Überarbeitung der Bedienungsanleitung erforderlich.

Für einen ausgiebigen Test müssten alle behandlungsrelevanten CT-Daten zusätzlich zur aktuellen Behandlung mit dem Planungssystem verarbeitet werden, wobei überprüft werden sollte, ob für die computergestützte Planung ein geringerer Schichtabstand mit daraus resultierender erhöhter Strahlenbelastung für den Patienten erforderlich ist. Diese Testphase bedeutet für den Arzt eine Mehrbelastung, so dass ein einfacher und schneller Planungsvorgang gewährleistet werden muss. Die zeitaufwendige Generierung des 3D Schädelmodells könnte dabei von den Entwicklern vorgenommen werden, so dass sich der Test lediglich auf einen ca. 10-minütigen Planungsvorgang pro Patient beschränkt. In dieser Testphase kann das Planungssystem hinsichtlich seiner Benutzung auf die Anforderungen der medizinischen Anwender angepasst und optimiert werden.

Für die klinische Bewertung müsste weiterhin ein Fragebogen mit Bewertungskriterien aufgestellt werden, der die Weiterentwicklung des Planungssystems in die richtige Richtung lenkt. Folgende Fragen könnten u.a. darin enthalten sein:

1. Welcher Vorteil ergibt sich für einen Patienten durch eine computergestützte Planung nebst robotergestützter Operation?
2. Welches Risiko bzw. welche Mehrbelastung ergibt sich für den Patienten, z.B. durch eine erhöhte Strahlenbelastung für genauere Planungsdaten?
3. Welche Komplikationen treten derzeit häufig auf, bzw. an welchen Stellen müssten vorrangig Änderungen der bisherigen Vorgehensweise erfolgen?
4. Ergibt sich durch den Einsatz eines computergestützten Planungssystems eine zusätzliche Belastung für den planenden bzw. behandelnden Chirurgen?
5. Rechtfertigt das Planungsergebnis den Einsatz eines Planungssystems?
6. Ist der Einsatz eines Planungssystems eher für komplizierte Fragestellungen gedacht oder sollen damit alle Eingriffe geplant werden?
7. Welche Mehrkosten ergeben sich aus einer aufwendigeren Planung, bzw. sind diese Kosten durch ein verbessertes Operationsergebnis gerechtfertigt?

Solche oder ähnliche Fragen in Kombination mit einem geeigneten Bewertungsschlüssel erlauben eine klinische Bewertung und ermöglichen eine zielgerichtete Weiterentwicklung des Planungssystems. Im Hinblick auf die robotergestützte Umsetzung der Planung muss ebenfalls eine solche kritische Bewertung erfolgen. Nur wenn daraus ein positives Gesamtergebnis resultiert lohnt sich die Entwicklung und der Einsatz eines integrierten Planungs- und Ausführungssystems. In diesem Fall sollte sich das in dieser Arbeit beschriebene und verbesserte Planungssystem allerdings gut in die klinische Routine integrieren lassen.

7.2 Vom Prototyp zum klinisch einsetzbaren Planungssystem

Über die Genauigkeitsuntersuchungen und die klinische Bewertung gelangt man unter Berücksichtigung fortlaufender Verbesserungen sukzessive zu einem klinisch einsetzbaren Planungssystem. Hierbei muss jedoch stets das eigentliche Problem im Vordergrund stehen. Es soll ein Implantat oder eine Epithese optimal am Patienten platziert und die Möglichkeit auftretender Komplikationen reduziert werden. Ziel sollte es sein, den ästhetisch und funktional bestmöglichen Zustand für einen Patienten zu erreichen, wobei sich sowohl die Planung als auch die Durchführung des chirurgischen Eingriffes für den Arzt in akzeptabler Form gestalten muss. Um dieses Ziel zu erreichen, muss das Planungssystem vollständig in die klinischen Handlungsabläufe integriert werden und sich einfach und sicher bedienen lassen.

7.2.1 Anbindung an Krankenhausinformationssysteme

In der vorgestellten Version des Planungssystems lassen sich lediglich Aufnahmedaten verarbeiten, die in Dateien auf einem zugreifbaren Dateisystem vorliegen. Somit müssen die Aufnahmedaten immer zuerst an einen zugreifbaren Ort transferiert werden. In einer Phase der steigenden Vernetzung von Kliniken sowie der Entwicklung integrierender Krankenhausinformations-, Bildarchivierungs- und Kommunikationssysteme sollte ein medizinisches Planungssystem jedoch über eine geeignete Kommunikationsschnittstelle verfügen, über die Bilddaten direkt von den jeweiligen Aufnahme- bzw. Speicherorten angefordert werden können.

Für den klinischen Einsatz von Amira als Planungssystem müsste demzufolge eine Schnittstelle zur Datenbank des Bildarchivierungssystems entwickelt werden, über die ein komfortabler Zugriff auf die Datenbestände unter Bereitstellung aller für den Arzt relevanten Information ermöglicht wird. Dazu müsste die momentane Dateiauswahl um die Möglichkeit eines benutzerfreundlichen Datenbank- oder Netzwerkzugriffs erweitert werden. Ausschlaggebend dafür ist natürlich der Stand der Entwicklung des vorliegenden Krankenhausinformationssystems.

Für den Datenimport in das Planungssystem bedeutet das, dass über geeignete Dialoge der Bilddatenbestand nach Namen, Aufnahmezeitpunkt usw. durchsucht und die gewünschten Daten geladen werden können (siehe auch Abschnitt 3.7, Seite 57). Ein anschließendes Speichern der Daten in einem lokalen Planungsbereich (Verzeichnis einer Studie) macht momentan allerdings noch Sinn, da so bei wiederholten Planungssitzungen nicht immer die gesamten Daten über das Netz geladen werden müssen. Erst wenn die Netzwerke eine Zugriffsgeschwindigkeit erlauben, die mit der eines Plattenzugriffs vergleichbar ist, kann die lokale Speicherung der Daten unter Umständen entfallen.

7.2.2 Ergebnisorientierte Planung

Wie bereits in Abschnitt 5.1.4 beschrieben, lassen sich Implantatmodelle in der aktuell implementierten Version des Planungssystems nur einzeln auswählen und am Modell

des Schädelknochens positionieren. Das entspricht zwar der Vorgehensweise des chirurgischen Eingriffs, doch muss eine solche handlungsorientierte Planung nicht das Optimum darstellen. Ziel der Planung ist schließlich die Anpassung einer kompletten Ohrepithese, bei der die erforderlichen Positionen der Befestigungshilfen eher sekundär sind. Für eine ergebnisorientierte Planung wäre es demnach vorstellbar, die missgebildete oder partiell defekte Ohrmuschel vollständig aus dem 3D Modell zu entfernen, die ggf. noch intakte zweite Ohrmuschel aus dem Schädelmodell des Patienten zu kopieren, diese zu spiegeln und an der Position des zuvor entfernten Ohrs im Modell anzupassen. Anschließend könnte ein Befestigungssystem entsprechend der Anforderungen sowie der vorliegenden Abmessungen ausgewählt und in Relation zum Modell der Ohrepithese angepasst werden. Aus der Lage der Epithese nebst Suprakonstruktion ließen sich im Anschluss die notwendigen Positionen der Implantate bestimmen, die entsprechend der vorliegenden Knochenstrukturen optimal ausgerichtet werden können. Diese Vorgehensweise erscheint weitaus intuitiver und sollte als Zielvorstellung in einem klinisch einsetzbaren Planungssystem realisiert werden.

7.2.3 Export der Planungsdaten im DICOM Format

Die Planungsdaten können entsprechend der Formatvorgaben in Abschnitt 6.1 mit dem Planungssystem erzeugt und abgespeichert werden. Mit der in dieser Arbeit vorgestellten Programmbibliothek lassen sich diese Daten einlesen, auswerten und für die Umsetzung der Planung nutzen. Das SRL Datenformat wurde dabei so definiert, dass es sich problemlos erweitern und einfach interpretieren lässt. Sollte sich ein Planungssystem der vorgestellten Art in der klinischen Routine etablieren, dann empfiehlt sich langfristig die Nutzung des standardisierten DICOM Formates, wobei Marker- und Bohrdaten, Voransichten, *Overlay*-Information usw. in privaten Gruppen abgespeichert werden können (siehe Abschnitt 3.3.2). Dazu muss das Modul hxDicom um entsprechende Speichermethoden erweitert und diese statt der Methoden des Moduls hxSrl verwendet werden. Das Ausführungssystem wäre dabei lediglich auf die Nutzung der in Abschnitt 3.4 vorgestellten Bibliothek zum DICOM Datenimport abzuändern und müsste die zur Planungsumsetzung benötigte Information aus den jeweiligen DICOM Datenelementen extrahieren.

7.2.4 Erstellung und Speicherung von Planungsprotokollen

Um einen Planungsvorgang zu dokumentieren ist es erforderlich, ein Planungsprotokoll zu erstellen. Ein fester Bestandteil der Dokumentation sollte dabei der Name des planenden Arztes, Ort, Zeit, Datum sowie alle Patientendaten sein. Weiterhin muss aus dem Protokoll hervorgehen auf welchen Daten geplant wurde, und es müssen selbstverständlich die für den chirurgischen Eingriff benötigten Planungsdaten enthalten sein. Ergänzend könnten beliebige Planungsansichten (2D/3D) sowie Kommentar im Planungsprotokoll gespeichert werden. Liegt die entsprechende Information vor, dann lässt sich aus den Planungsdaten z.B. eine Material- und Werkzeugliste generieren, die für die OP-Vorbereitung von Bedeutung ist. Der Umfang des Planungsprotokolls hängt einzig von der Menge zur Planung vorliegender Daten ab. Ein Planungsprotokoll kann

entweder ausgedruckt oder in einer digitalen Patientenakte gespeichert werden, wie sie in zukünftigen Krankenhausinformationssystemen verstärkt anzufinden sein wird.

7.2.5 Stereolithographiemodelle – Computer Integrated Manufacturing

Da im Rahmen der Planung bereits maßstabsgerechte 3D Modelle des Patientenschädels und aller Implantate vorliegen, bietet es sich an, diese ebenfalls für die Vorbereitung der Suprakonstruktionen und Epithesen zu nutzen. Das Planungssystem erlaubt es schon jetzt, eine intakte Ohrmuschel als 3D Modell aus dem CT-Datensatz zu rekonstruieren und diese zu spiegeln. Durch Bereitstellung einer Methode zur Speicherung der Modelldaten im STL Format ergibt sich weiterhin die Möglichkeit der Anfertigung eines physischen 3D Modells mittels gängiger Stereolithographieverfahren (*Laser Technology Model*) [HHM+97, LSJK95]. Auf diese Art können Fertigungsdaten bereitgestellt werden, über die sich Epithesen bereits präoperativ herstellen lassen. Weiterhin liegt nach der Planung der genaue Abstand zwischen den Implantaten vor. Geht man davon aus, dass sich dieser Abstand durch eine robotergestützte Ausführung der Bohrungen einhalten lässt, dann kann auch die Suprakonstruktion präoperativ angefertigt werden.

Wird zusätzlich aus dem gesamten CT-Datensatz ein Stereolithographiemodell des Patientenschädels angefertigt, so kann dieses Modell zur Simulation des chirurgischen Eingriffs verwendet und das Planungsergebnis durch Anpassung der Epithese am Modell abgeschätzt werden. Aufgrund der hohen Reproduktionsgenauigkeit von Robotersystemen lässt sich das zu erwartende Ergebnis bereits vor der Operation bewerten und ggf. zur Patientenaufklärung heranziehen.

7.3 Schlussbemerkung

Mit dem Abschluss dieser Diplomarbeit fängt die eigentliche Arbeit im Hinblick auf die Bereitstellung eines chirurgischen Planungssystems für den Einsatz in der Epithetik erst an. Die Bearbeitung des Themas war sehr interessant und ich würde mich freuen, wenn ich die Chance bekomme, in diesem Bereich weiterarbeiten zu können. Ich sehe in der computergestützten Chirurgie ein großes Potential zur Verbesserung der Behandlungsergebnisse für die Patienten und glaube dass insbesondere die plastische Chirurgie, als interdisziplinärer Bereich zwischen Medizin, Kunst und Technik, sowohl hervorragende Ärzte als auch gute Werkzeuge erfordert. Leider ist es nicht jedem gegeben, seine plastische Vorstellungskraft in ein dreidimensionales Abbild umzusetzen, so dass ich hoffe, dass die 3D Computergrafik hier weiterhelfen kann. Ich wünsche allen, die in diesem Bereich arbeiten viel Erfolg, allen Patienten, die eine Epithese benötigen das Glück optimal versorgt zu werden und hoffe mit meiner Arbeit einen kleinen Beitrag für einen Schritt in diese Richtung geleistet zu haben.

Glossar

ACR *American College of Radiology;* Vereinigung der Radiologen in den USA

ACR-NEMA Von → ACR und → NEMA gemeinsam gegründetes Komitee für die Standardisierung der Codierung und der Übertragung digitaler Bilder in der Radiologie; im Oktober 1996 umbenannt in → DICOM-Committee, Name des für die ersten beiden Versionen des von diesem Komitee verabschiedeten Standards.

ANSI *American National Standards Institute;* Amerikanisches Standardisierungsgremium; Äquivalent zum Deutschen Institut für Normung (DIN)

ANSI-C Vom → ANSI über das X3J11 Standard Comittee festgelegter Standard für die Programmiersprache C; löste 1986 den *de-facto* Standard zur Programmierung in C von Kernighan und Ritchie ab.

ASCII *American Standard Code for Information Interchange;* international gebräuchliche Verschlüsselung von 128 Zeichen im Binärformat

Big Endian Anordnung der Bytes eines aus mehreren Bytes bestehenden Datentyps, wobei das höchstwertigste (*most significant*) Byte zuerst und alle nachfolgenden Bytes mit absteigender Wertigkeit kodiert sind.

CAD *Computer Aided Design;*

CEN *Comité Européen de Normalisation* – Europäisches Institut für Normung

CEN TC251 Technisches Komitee 251 des → CEN, welches für die Verabschiedung von europäischen Standards in der medizinischen Informatik verantwortlich ist.

CIM *Computer Integrated Manufacturing;*

CT Computertomographie; bildgebendes Aufnahmeverfahren

DICOM *Digital Imaging and Communication in Medicine;* – internationaler Standard für die Codierung und Übertragung medizinischer Bilddaten; ursprünglich → ACR-NEMA, in Europa unter dem Namen → MEDICOM standardisiert.

HIS *Hospital Information System;* Krankenhaus-Informationssystem, dient zur Verwaltung von Patienten, Befunden, Arzneimitteln usw.

HL-7 *Health Level 7;* Standard für die Codierung und Kommunikation allgemeiner Daten im Gesundheitswesen; Basis für → HIS und → RIS Systeme

HTTP *HyperText Transfer Protocol;* ein Protokoll der Anwendungsschicht zur Übertragung von Dateien zwischen vernetzten Systemen; konzipiert für die Übertragung von Hypertext Dokumenten; setzt auf den → TCP Stack auf

HU *HOUNSFIELD Unit;* Auf den Wertebereich –1000 bis 3095 normierte Einheit des Absorptionskoeffizienten von organischen Gewebetypen in Bezug auf hochfrequente Röntgenstrahlung. Benannt nach Godfrey N. Hounsfield, einem Entwickler der Röntgen-Computertomographie

IMACS *Image Management and Communication System;* ein Informationssystem zur Speicherung und zum Abruf medizinischer Bilddaten sowie alphanumerischer Daten, im Unterschied zu → PACS ist IMACS nicht auf radiologische Anwendung beschränkt, sondern schließt auch die Verwaltung von Bildern und Befunden mit ein.

IOD *Information Object Definition;* → DICOM Terminus für Datentyp

IP *Internet Protocol;* ein Protokoll zur Übertragung von Paketen zwischen zwei Systemen in einem Netzwerk

IS&C *Image Save and Carry;* ein in Japan entwickeltes System zur Speicherung von medizinischen Bilddaten auf Speichermedien; verwendet → MOD´s als Speichermedien im Zusammenhang mit einem speziellen Medienformat, welches eine hohe Zuverlässigkeit und Zugriffsgeschwindigkeit gewährleistet; das Datenformat basiert auf dem → ACR-NEMA 2.0 Standard.

ISO *International Standards Organisation;* Internationales Normungsgremium

Little Endian Anordnung der Bytes eines aus mehreren Bytes bestehenden Datentyps, wobei das niederwertigste (*least significant*) Byte zuerst und alle nachfolgenden Bytes mit ansteigender Wertigkeit kodiert sind.

MEDICOM *Medical Imaging and Communication;* der Name für die europäische Variante von → DICOM, welcher unverändert von → CEN TC251 übernommen wurde.

MIPS *Medical Imaging and Processing Standard;* japanische Variante des → ACR-NEMA Standards; MIPS 3.0 ist somit → DICOM 3.0

MOD *Magneto-Optical Disk*

MRT Magnetresonanztomographie; bildgebendes Aufnahmeverfahren

NEMA *National Electrical Manufacturers Association;* Zusammenschluss der Elektronikhersteller in den USA

NFS *Network File System;*

OSI *Open Systems Interconnection;* → ISO-Standard für die Verbindung von Computersystemen untereinander mit Hilfe eines Netzwerkes; definiert ein aus 7 Schichten bestehendes Referenzmodell

PACS *Picture Archiving and Communication System;* ein System zur Speicherung und zum Abruf diagnostischer Bilddaten; PACS ist vorwiegend auf radiologische Bilddaten beschränkt

Papyrus Ein von UIN in Genf entwickeltes Format zur Speicherung von mehreren diagnostischen Bildern in einer Datei; ursprünglich auf → ACR-NEMA basierendes Dateiformat, das mittlerweile → DICOM 3.0 konform ist

Pixel *Picture´s Element;* Ein Bereich definierter Form und Größe in einer digitalen 2D Bildmatrix, dem ein gemessener Intensitätswert zugeordnet wird, siehe auch → Voxel

RCT Röntgen-Computertomographie; siehe → CT

ROI *Region of Interest;* Teil eines Datenbestandes, in dem sich relevante Information befindet, die zur weiteren Untersuchung herangezogen werden soll (auch *Volume of Interest* für 3D Regionen).

SCP *Service Class Provider;* → DICOM Terminus für ein Prozess oder System, der oder das Dienste für andere Prozesse oder Systeme zur Verfügung stellt.

SCU *Service Class User;* → DICOM Terminus für ein Prozess oder System, der oder das Dienste von anderen Prozessen oder Systemen in Anspruch nimmt.

SRL *Surgical Robotics Lab;* Fachgruppe für Navigation und Robotik in der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie an der Charité-Berlin – Campus Virchow-Klinikum, der Humboldt-Universität zu Berlin

TCP *Transmission Control Protocol;* ein Protokoll der Transportschicht, das eine zuverlässige, verbindungsorientierte Kommunikation zwischen zwei Teilnehmern ermöglicht; TCP unterteilt einen Datenstrom in einzelne Pakete und setzt auf → IP zur Übertragung dieser Datenpakete auf

TIFF *Tagged Image File Format;*

Transfersyntax Kodierungsvorschrift zur eindeutigen Interpretation von Datenelementen, inklusive Byteanordnung, Struktur und ggf. Kompression.

UID *Unique Identifier;* eindeutiger Bezeichner in Form einer Zeichenkette, durch die ein Objekt global eindeutig gekennzeichnet und somit per Referenz adressiert werden kann; UID´s werden in → DICOM zur Referenzierung von Informationsobjekten eingesetzt.

Voxel *Volume´s Element*; Ein Bereich definierter Form und Größe in einer digitalen 3D Bildmatrix, dem ein gemessener Intensitätswert zugeordnet wird, siehe auch → Pixel

VR *Value Representation;* Wertrepräsentation zur Spezifikation von Format und Datentyp eines Wertes in einem Datenelement.

ZIB Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin

Abbildungsverzeichnis

Bild 1.1: Experimental-OP des Surgical Robotics Lab 2
Bild 1.2: Konzeptionelle Teilbereiche des Planungssystems 5
Bild 2.1: Versorgung mit einer Ohrepithese 8
Bild 2.2: Planungsvorgabe zur Vorbereitung einer Ohrepithese 8
Bild 2.3: Schematischer Ablauf der chirurgischen Vorgehensweise 9
Bild 2.4: Befestigungssteg und Fixierung 11
Bild 2.5: Datenflussmodell des Planungssystems 12
Bild 2.6: HOUNSFIELD Einheiten typischer Gewebe 17
Bild 3.1: Datenerzeugung und Datenspeicherung 25
Bild 3.2: Speicherungsmöglichkeiten von 12 Bit Aufnahmewerten 26
Bild 3.3: Format einer ACR-NEMA Nachricht 34
Bild 3.4: Gliederung des DICOM 3.0 Standards 37
Bild 3.5: Aufbau eines DICOM Datenelementes 37
Bild 3.6: Struktur einer DICOM Datei nach Teil 10 des Standards 38
Bild 3.7: DICOM Datenstruktur 41
Bild 3.8: Ermittlung des vorliegenden Speichermodells 42
Bild 3.9: DICOM Dateiauswahl in Amira 53
Bild 3.10: DICOM Identifikationsschema 54
Bild 3.11: Visuelle Kontrolle des Ladevorganges 55
Bild 3.12: Zugriff auf die Aufnahmeparameter in Amira 57
Bild 4.1: Registrierung unterschiedlicher Koordinatensysteme 61
Bild 4.2: CT Registrierungsmarker 63
Bild 4.3: Philips Marker Easy Guide 64
Bild 4.4: HOUNSFIELD Bereich des Philips Easy Guide 65
Bild 4.5: Schwellenwertabhängige Segmentierungsergebnisse 65
Bild 4.6: 3D CAD-Modell eines Philips Markers vom Typ Easy Guide 67
Bild 4.7: HOUNSFIELD Bereich eines Beekley Spots 68
Bild 4.8: Schwellenwertabhängige Segmentierungsergebnisse 68
Bild 4.9: Leibinger Knochenschraube 69
Bild 4.10: HOUNSFIELD Bereich der Leibinger Knochenschraube 70

Bild 4.11: 3D CAD-Modell einer Leibinger Knochenschraube (5 mm) 70
Bild 4.12: Schwellenwertabhängige Segmentierungsergebnisse 71
Bild 4.13: Oberflächendarstellung potentieller Markerregionen mit Amira 72
Bild 4.14: Manuelle Bestimmung einer Markerposition mit Amira 73
Bild 4.15: Markerpositionen in einer Region of Interest 74
Bild 4.16: Diskrete 3D Nachbarschaftsmodelle 75
Bild 4.17: Lokales Koordinatensystem eines Philips Markers 76
Bild 4.18: Merkmalsraum zur Markerklassifizierung 80
Bild 4.19: Schematischer Ablauf der Markerdetektion 82
Bild 4.20: Erosion und Dilatation am Beispiel 84
Bild 4.21: Markerorientierung unter Berücksichtigung angrenzender Gewebe 86
Bild 4.22: Beteiligte Module bei der Markerdetektion 89
Bild 4.23: Die grafische Benutzerschnittstelle zur Markerdetektion 91
Bild 4.24: Visualisierung erkannter Registrierungsmarker 94
Bild 4.25: Manuelle Korrektur des Klassifizierungsergebnisses 95
Bild 4.26: Visuelles Ergebnis der Detektion von Easy Guide Markern 96
Bild 4.27: Visuelles Ergebnis der Detektion kombinierter Markertypen 97
Bild 4.28: Visuelles Ergebnis der Markerdetektion an einem Schädelphantom 98
Bild 4.29: Referenzobjekt mit diversen Markertypen 99
Bild 4.30: Visuelles Ergebnis der Markerdetektion an einem Referenzobjekt 101
Bild 5.1: Planungsstudie mit zugehörigen CT-Daten 107
Bild 5.2: Standardansicht des grafischen Planungsbereiches 108
Bild 5.3: Aus den CT-Daten rekonstruiertes 3D Oberflächenmodell 109
Bild 5.4: Vorbereitete 3D Planungsansicht 110
Bild 5.5: 3D Planungsansicht mit semitransparenter Hautoberfläche 111
Bild 5.6: Grafische Planungshilfen 112
Bild 5.7: CAD Modell einer Implantathülse 113
Bild 5.8: Planungshilfen bei der Implantatpositionierung 114
Bild 5.9: Implantate mit Befestigungssteg am 3D Modell 115
Bild 5.10: Ausrichtung zweier Implantathülsen 116
Bild 5.11: Implantatpositionen in der Projektionsansicht 116
Bild 5.12: Manuelle Korrektur der Implantatorientierung 117

Bild 5.13: Speicherung der Planungsdaten 118
Bild 6.1: Auswahl von Dateien im SRL Format 135
Bild 6.2: Visualisierung eines SRL Datensatzes 135
Bild 6.3: Speichern von Bilddaten im SRL Format 136
Bild 6.4: Speichern von Bild- und Markerdaten im SRL+ Format 137

Tabellenverzeichnis

Tabelle 3.1: Reduktion des Wertebereiches von CT-Daten 31
Tabelle 3.1: Reservierte ACR-NEMA Gruppen 34
Tabelle 3.2: Explizite Wertrepräsentation gemäß DICOM 3.0 44
Tabelle 3.3: DICOM Nachricht des Philips Tomoscan M-EG 49
Tabelle 3.4: Datenelemente einer DICOM Datei nach Teil 10 50
Tabelle 3.5: Pflichtparameter eines CT-Datensatzes 56
Tabelle 4.1: Kenngrößen eines Philips Markers vom Typ Easy Guide 66
Tabelle 4.2: Kenngrößen eines Beekley Spots 69
Tabelle 4.3: Kenngrößen einer Leibinger Knochenschraube (5 mm) 71
Tabelle 4.4: Klassifizierungsmerkmale von CT-Registrierungsmarkern 79
Tabelle 4.5: Merkmalsvektor zur Markerklassifizierung 79
Tabelle 4.6: Syntax eines Inventorknotens zur Markerbeschreibung 92
Tabelle 4.7: Markerpositionen als Ergebnis der automatischen Markerdetektion 100
Tabelle 4.8: Relative Genauigkeit der Markerdetektion 101
Tabelle 4.9: Abweichung zwischen gemessenen und ermittelten Werten 102
Tabelle 6.1: Datentypen des SRL Formates 128

Literaturverzeichnis

[Ami98] Amira: *Online Information Service.* URL http://amira.zib.de, 1998

[Ana98] Analyze AVW: URL http://www.mayo.edu/bir/home.html, 1998

[AVS98] Advanced Visual Systems:
URL http://www.iavsc.org/express/index.html, 1998

[Bar92] Barr, A. H.: *Rigid Physically Based Superquadrics.* In: Graphics Gems III, S. 137-157, Academic Press, 1992

[BD97] Beecher, D. E. ; Duan, L.: *CTN Utility Programs. A Guide to Programs for Testing and Demonstrating DICOM Functionality*. Version 2.9.5, Mallinckrodt Institute of Radiology, Electronic Radiology Lab.
URL ftp://ftp.erl.wustl.edu/pub/dicom/ctn, 1997

[BFKS94] Bost, P. ; Federspil, P. ; Kurt, P. ; Schedler, M.: *Craniofaciale Rehabilitation mit knochenverankerten Epithesen*. In: [RS94], S. 164-168, 1994

[BJ95] Besimo, C. ; Jacobs, K.: *Optimierung der chirurgisch-prothetischen Planung durch digitale Auswertung von Computertomogrammen*.
In: [GECP95], S. 68-75, 1995

[BPH+96] Bohner, P. ; Pokrandt, P. ; Hassfeld, S.: *Operation Planning and Execution in Cranio- and Maxillofacial Surgery*. In: [WMS96], S. 435-446, 1996

[Bro92] Brown, L. G.: *A Survey of Image Registration Techniques*. In: ACM Computing Surveys, Vol. 24, No. 4, 1992

[BSJ95] Barth, A. ; Schuschke, C. ; Jensch, P.: *IPI-IIF Profile for the Conversion of DICOM Images*. In: [LIJV95], S 458-463, 1995

[BWK97] Baraff, D. ; Witkin, A. ; Kass, M.: *An Introduction to Physically Based Modeling: Rigid Body Simulation*. SigGraph Course Notes.
URL http://www.cs.cmu.edu/~baraff/sigcourse, 1997

[CAS98] Computer Assisted Surgery: *Valuable Sources of Information (1998)*:
MICCAI (*Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*)
URL http://www.ai.mit.edu/conferences
CARS (*Computer Assisted Radiology and Surgery*)
URL http://cars.tu-berlin.de/CAR
MMVR (*Medicine Meets Virtual Reality*)
URL http://www.amainc.com/MMVR/MMVR.html
CAS (*Computer Aided Surgery*)
URL http://www.aist.go.jp/NIBH/~b0673/english/cas.html
MRCAS (*Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*)
URL http://www.mrcas.ri.edu

[Clu98a] Clunie, D. A.: *dicom3tools software.* URL:
http://idt.net/~dclunie/dicom3tools.html, 1998

[Clu98b] Clunie, D. A.: *Medical Image Format FAQ.*
URL: http://idt.net/~dclunie/medical-image-faq/html/, 1998

[Com91] Comer, D. E.: *Internetworking with TCP/IP: Volume I; Principles, Protocols, and Architecture.* 2nd Edition, Chapter 5: The Socket Interface, Prentice-Hall International, 1991

[Cos97] Ćosić, D.: *Offene Systeme in medizinischen Anwendungen*. Dissertation am Fachbereich Informatik der Technischen Universität Berlin, 1997

[Cro94] Cromwell, R. L.: *Efficient Eigenvalues for Visualization*. In: Graphics Gems IV, S. 193-197, Academic Press, 1994

[CSVS95] Carls, F. R. ; Schuhknecht, B. ; Valavanis, A. ; Sailer, H. F.: *The Diagnostic Value of 3D CT in Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. In: [LIJV95], S. 795-803, 1995

[DGP97] Darabi, K. ; Grunert, P. ; Perneczky, A.: *Accuracy of Intraoperative Navigation using Skin Markers*. In: [LVI97], S. 920-924, 1997

[DIC98] DICOM *Usenet News*: comp.protocols.dicom, alt.image.medical, sci.data.formats, 1998

[Dud96] Duden: *Rechtschreibung der deutschen Sprache*. 21. Auflage. Dudenverlag, 1996

[Dun97] Duncan, G. F.: *Entwicklung zur Vollkommenheit: Die Rolle der amerikanischen Gesellschaft für Anaplastologie in Nordamerika*. In: [ST97], S. 239-244, 1997

[DZ97] Demirtas, M. ; Zachow, S.: *Comparison of Visualization Software for Medical Images*. Technical Report: TR-MKG-SRL 001/97, Charité – Humboldt-University Berlin. URL http://www.charite.de/rv/mkg/srl/reports

[EEHJ95] Eichelberg, M. ; Ehlers, G. ; Hewett, A. J. ; Jensch, P.: *Management of DICOM Data Structures, an Object-Oriented Approach*. In: [LIJV95], S 452-457, 1995

[FB94] Faires, D. ; Burden, R. L.*: Numerische Methoden – Näherungsverfahren und ihre praktische Anwendung*. Spektrum Akademischer Verlag, 1994

[FKF97] Federspil, P. ; Kurt, P. ; Federspil, Ph.: *Kraniofaziale Rehabilitation mit knochenverankerten Epithesen und Hörgeräten*. In: [ST97], S. 159-179, 1997

[FMCC95] Fritz, S. L. ; Munjal, S. ; Connors, J. ; Csipo, D.: *A C++ Class Library for DICOM and HL7*. In: [LIJV95], S. 445-451, 1995

[Fos97] Foster-Johnson, Eric: *Graphical Applications with Tcl & Tk*. 2nd Edition. M&T Books, 1997

[Fri97] Fritzemeier, C. U.: *Einsatz des Titans in der Epithetik und Defektprothetik*. In [ST97], S. 69-88, 1997

[FWN+96] Fuchs, M. ; Wischmann, H.-A. ; Neumann, A. ; et al.: *Accuracy Analysis for Image-Guided Neurosurgery using Fiducial Skin Markers, 3D CT Imaging and an Optical Localizer System*. In: [LVIF96], S. 770-775, 1996

[GECP95] Gesellschaft für Epithetik und chirurgische Prothetik (Hrsg.): *Fortschritte in der chirurgischen Prothetik und Epithetik*. Kongreßband zum VII. Internationalen Symposium für Chirurgische Prothetik und Epithetik, 1995

[GKG95] Girod, S. ; Keeve, E. ; Girod, B.: *Advances in Interactive Craniofacial Surgery Planning by 3D Simulation and Visualization*. Int. Journal for Oral and Maxillofacial Surgery, 24 (1 Part. II), S. 120-125, 1995

[GL97] Goodwin, P. M. ; Linney, A. D.: *3-D Representation and Visualisation of the Human Face and Applications to Surgery, Morphology, Anthropometrics and Forensic Science*. In [RC97], S. 213-238, 1997

[Gla90] Glassner, A. S. (Hrsg.): *Graphics Gems*. Academic Press, 1990

[Gol72] Goldstein, H.: *Klassische Mechanik*. 2. Auflage, Akademische Verlagsgesellschaft, 1972

[Gra98] Graphics *Usenet News*: comp.graphics, comp.graphics.visualization, comp.graphics.avs, comp.graphics.data-explorer, 1998

[GSS+97] Gehl, G. ; Sailer, H. F. ; Simmen, D. ; et al.: *Von der Immediatepithese zur definitiven implantatfixierten Gesichtsepithese: Das Zürcher Versorgungskonzept*. In: [ST97], S. 222-232, 1997

[HHM+97] Heissler, E. ; Henz, J. ; Menneking, H. ; et al.: *CAD/CAM basierte Epithesenherstellung unter Verwendung von gespiegelten 3D CT-Daten*. In: [ST97], S. 57-61, 1997

[HD94] Hibberd, R. D. ; Davies, B. L.: *Special Purpose Robots for Surgery*. S. 15-29, WCRR SME World Conference on Robotic Research. Cambridge, MA, 1994

[HJM+97] Hiltner, J. ; Jäger, M. ; Meyer zu Bexten, E. ; et al.: *Analyse medizinischer Bilddaten mit Hilfe unscharfen Wissens*. In: Digitale Bildverarbeitung in der Medizin. 5. Workshop der Universität Freiburg, URL: http://www.informatik.uni-freiburg.de/~saupe/workshop.html, 1997

[HPB+94] Horiil, S. C. ; Prior, F. W. ; Bidgood, W. D. jr. ; et al.: *DICOM: An Introduction to the Standard.* Radiological Society of North America. URL http://www.xray.hmc.psu.edu/dicom/dicom_intro/DICOMIntro.html, 1998

[HK96] Höhne, K. H. ; Kikinis, R. (Hrsg.): *Visualization in Biomedical Computing*, 1131. In: Lecture Notes in Computer Science. Springer, 1996

[HL79] Herman, G. T. ; Liu, H. K.: *Three-Dimensional Display of Human Organs from Computed Tomograms*. Computer Graphics and Image Processing, 9(1), S. 1-21, 1979

[HZ98] Hein, A. ; Zachow, S.: *Import von Bilddaten in die MSS-Steuerung*. Charité – Campus Virchow, MKG Fachgruppe Navigation & Robotik, Internes Dokument vom 18.05.1998

[IDX98] IBM Data Explorer: URL http://www.hursley.ibm.com/dx, 1998

[Jäh97] Jähne, B.: *Digitale Bildverarbeitung*. 4. Auflage, Springer, 1997

[Kee96] Keeve, E.: *Visualisierungs- und Simulationsverfahren zur interaktiven Planung kraniofazialer Korrekturoperationen*. Dissertation an der Technischen Fakultät der Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg, 1996

[KGC+96] Koch, R. M. ; Gross, M. H. ; Carls, F. R. ; et al.: *Simulating Facial Surgery using Finite Element Models*. In: Computer Gaphics Proceedings, Volume 30 of Annual Conference Series, ACM SigGraph. Addison-Wesley, 1996

[Kru97] Krugel, F.: *Multimodale Registrierung – Algorithmen und Applikationen*. In: Digitale Bildverarbeitung in der Medizin. 5. Workshop der Universität Freiburg,
URL: http://www.informatik.uni-freiburg.de/~saupe/workshop.html, 1997

[Kuy97] Kuypers, Friedhelm: *Klassische Mechanik*. 5. Auflage, Wiley-VCH, 1997

[Lav96] Lavallée, S.: *Registration for Computer Integrated Surgery: Methodology, State of the Art*. In: [TLBM96], Chapter 5, S. 77-97, 1996

[LCT97] Lavallée, S. ; Cinquin, P. ; Troccaz, J.: *Computer Integrated Surgery and Therapy: State of the Art*. In: [RC97], S. 261 ff., 1997

[LHA+98] Lüth, T. C. ; Hein, A. ; Albrecht, J. ; et al.: *A Surgical Robot System for Maxillofacial Surgery*. IEEE Int. Conference on Industrial Electronics, Control, and Instrumentation (IECON), Aachen,
URL http://www.charite.de/rv/mkg/srl/publications/iecon98, 1998

[LIJV95] Lemke, H. U. ; Inamura, K. ; Jaffe, C. C. ; Vannier, M. W. (Hrsg.): CAR ´95 – *Computer Assisted Radiology – Proceedings of the International Symposium*. Berlin. Springer, 1995

[LMPV95] Lo, L.-J. ; Marsh, J. L. ; Patel, V. V. ; Vannier, M. V.: *Craniofacial Surgical Simulation and Outcome Validation*. In: [LIJV95], S. 789-794, 1995

[LRJF91] Lemke, H. U. ; Rhodes, M. L. ; Jaffe, C. C. ; Felix, R. (Hrsg.): CAR ´91 – *Computer Assisted Radiology – Proceedings of the International Symposium*. Berlin. Springer, 1991

[LSJK95] Lambrecht, J. T. ; Schiel, H. ; Jacob, A. L. ; Kreusch, T.: *CAR – CAD – CAM – CAS: 3D Perspectives*. In: [LIJV95], S. 1364-1368, 1995

[Lut96] Lutz, M.: *Programming Python*. O'Reilly & Associates, Inc., 1996

[LVIF96] Lemke, H. U. ; Vannier, M. W. ; Inamura, K. ; Farman, A. G. (Hrsg.): CAR ´96 – *Computer Assisted Radiology – Proceedings of the International Symposium*. Paris. Elsevier Science, 1996

[LVI97] Lemke, H. U. ; Vannier, M. W. ; Inamura, K. (Hrsg.): CAR ´97 – *Computer Assisted Radiology – Proceedings of the International Symposium*. Berlin. Elsevier Science, 1997

[Mer97] Merlyn, P. R.: *Emerging Robotics Technology and its Transformation of Practices in Healthcare*. In: [MWHS97], S. 572-582, 1997

[MFG+96] Maurer, C. R. ; Fitzpatrick, J. M. ; Galloway, R. L. ; Wang, M. Y. ; et al.: *The Accuracy of Image-guided Neurosurgery using Implantable Fiducial Markers*. In: [LVIF96], S. 1197-1202, 1996

[MHH+97] Menneking, H. ; Heissler, E. ; Henz, J. ; et al.: *Navigatorunterstützte Implantatinsertion zur osseointegrierten Epithesenverankerung*. In: [ST97], S. 51-56, 1997

[MMR+95] Merril, J. R. ; Merril, G. L. ; Raju, R. ; et al.: *Photorealistic Interactive Three-dimensional Graphics in Surgery Simulation*. In: [SMS+95], S. 244-252, 1995

[MRV96] Murray, J. D. ; Russell, D. ; Vanryper, W.: *Encyclopedia of Graphics File Formats*. 2nd Edition, O'Reilly, 1996

[MWHS97] Morgan, K. S. ; Weghorst, S. J., Hoffman, H. M. ; Stredney, D. (Hrsg.): *Medicine Meets Virtual Reality: Global Healthcare Grid*. Volume 39 in Studies in Health Technology and Informatics, San Diego, IOS Press, 1997

[NDW93] Neider, J. ; Davis, T. ; Woo, M.: *Open GL Programming Guide: The Official Guide to Learning Open GL, Release 1*. Addison Wesley, 1993.

[NEM85] ACR-NEMA Standards Publication No. 300-1985, NEMA, Washington, DC, 1985

[NEM88] ACR-NEMA Standards Publication No. 300-1988, NEMA, Washington, DC, 1988

[NEM89] ACR-NEMA Standards Publication PS2-1989, NEMA, Washington, DC, 1988

[NEM92] NEMA: Standards Publication PS3.1 – *Digital Imaging and Communications in Medicine, Part 1: Introduction and Overview*, NEMA, Washington, DC, 1992

[NEM93] NEMA: Standards Publication PS3.x – *Digital Imaging in Communications and Medicine, Part 1 – 13*, NEMA, Washington, DC, 1993

[NEM93a] NEMA: Standards Publication PS3.5 – *Digital Imaging and Communications in Medicine, Part 5: Data Structures and Encoding*, NEMA, Washington, DC, 1993

[NEM93b] NEMA: Standards Publication PS3.6 – *Digital Imaging and Communications in Medicine, Part 6: Data Dictionary*, NEMA, Washington, DC, 1993

[NEM94] NEMA: Draft Document, Text for Letter Ballot, *Part 10: Media Storage and File Format for Data Interchange*, NEMA, Washington, DC, 1994

[Nob95] Nobelpharma: *Brånemark System®, Fixture Placement Surgical Procedure, Abutment – Connection – Craniofacial Rehabilitation*. Herstellerinformation, 1995

[OIAG94] Open Inventor Architecture Group: *Open Inventor C++ Reference Manual: The Official Reference Document for Open Inventor, Release 2*. Addison-Wesley, 1994

[Omu98] Omura, G.: *AutoCAD 14, Das umfassende Expertenbuch*. Kapitel 18, 3D-Volumenmodellierung, S. 823 ff., Sybex Düsseldorf, 1998

[Phi97] Philips Medical Systems: *DICOM Conformance Statement CT Tomoscan M/EG*. Document Number 4522 983 64661, URL http://www.philips.com/ms/solution/Conformance_Stmnts, 1997

[Psc98] Pschyrembel: *Klinisches Wörterbuch*. 258. Auflage, Walter de Gruyter, Berlin, 1998

[PTVF95] Press, W. H. ; Teukolsky, S. A. ; Vetterling, W. T. ; Flannery, B. P.: *Numerical Recipes in C – The Art of Scientific Computing*, Chapter 11, Eigensystems. 2nd Edition, S. 465 ff., Cambridge University Press, 1995

[PVML95] Patel, V. V. ; Vannier, M. W. ; Marsh, J. L. ; Lo, L.-J.: *Evaluation of Digital Surgical Simulation*. In: [LIJV95], S. 783-788, 1995

[Rad95] Rademaker, M: *Auswahlkriterien und Einsatz unterschiedlicher Implantatsysteme bzw. Suprakonstruktionen bei knochenverankert getragenen Epithesen*. In: [GECP95], S. 1-5, 1995

[RC97] Roux, C. ; Coatrieux, J.-L. (Hrsg.): *Contemporary Perspectives in Three-dimensional Biomedical Imaging*. Volume 30 in Studies in Health Technology and Informatics, IOS Press, 1997

[RDKL95] Rossing, N. ; Darvann, T. ; Kreiborg, S. ; Larsen, P.: *From Diagnostic Imaging to Image-Guided Therapy in Patient-Focused Care*. In: [LIJV95], S. 818-824, 1995

[Rev97] Revet, B.: *DICOM Cook Book for Implementation in Modalities*. Version 1.1, Nr. XPR080-970004.00, Philips Medical Systems. URL ftp://ftp.philips.com/pub/ms/dicom/DICOM_Information, 1997

[RGL95] Ratib, O. ; Girard, C. ; Ligier, Y.: *The Papyrus Image File Format Based on DICOM Standard*. In [LIJV95], S. 464-471, 1995

[RN96] Reekow, E. D. ; Nappi, B. *CAD/CAM Automation and Expert Systems for Design and Fabrication of Dental Restorations*. In: [TLBM96], Chapter 41, S. 543-554, 1996

[RS94] Rahmanzadeh, R. ; Scheller, E. E. (Hrsg.): *Alloplastische Verfahren und Mikrochirurgische Maßnahmen*. Einhorn-Presse Verlag, 1994

[RSS97] Rademaker, M. ; Sandmann, H. ; Schwipper, V.: *Anwendungsspektrum unterschiedlicher Suprakonstruktionen in der kraniofazialen Epithetik*. In: [ST97], S. 233-238, 1997

[RSS+97] Rohr, K. ; Stiehl, H. S. ; Sprengel, R. ; et al.: *Landmark-Based Elastic Matching of Tomographic Images*. In: Digitale Bildverarbeitung in der Medizin. 5. Workshop der Universität Freiburg, URL: http://www.informatik.uni-freiburg.de/~saupe/workshop.html, 1997

[Sch85] Schulz, E.: *Computertomographische Verfahren*. Thieme, Stuttgart, 1985

[SF95] Schmidt, O. ; Fritzemeier, U.: *Verankerungsmöglichkeiten in der Epithetik und Defektprothetik*. In: [GECP95], S. 21-28, 1995

[SGI93a] Silicon Graphics, Inc: *IRIS Inventor ™ Nodes Quick Reference*, Release 1.0, 1993

[SGI93c] Silicon Graphics, Inc: *How to Write an IRIS Inventor ™ File Translator*, Release 1.0, 1993

[Sie98] Siemens: *Somatom Plus 4, DICOM Conformance Statements*. Version B40, Print No. C2-018.610.07.02.09. URL http://www.siemens.de/med, 1998

[SML98] Schroeder, W. ; Martin, K. ; Lorensen, B.: *The Visualization Toolkit*. 2nd Edition, Prentice Hall, New Jersey, 1998

[SMS+95] Satava, R. M. ; Morgan, K. S. ; Sieburg, H. B. ; et al. (Hrsg.): *Interactive Technology and the New Paradigm of Healthcare*. Volume 18 in Studies in Health Technology and Informatics, San Diego, IOS Press, 1995

[SRL98] Surgical Robotics Lab: *Research Activities and Development*. Charité Campus Virchow Berlin, URL http://www.charite.de/rv/mkg/srl, 1998

[SS95] Schäffler, A. ; Schmidt, S.: *Mensch, Körper, Krankheit*. 2. Auflage, Jungjohann Verlag, Neckarsulm, 1995

[ST97] Schwipper, V. ; Tilkorn, H. (Hrsg.): *Fortschritte in der kraniofazialen chirurgischen Prothetik und Epithetik*. Einhorn-Presse Verlag, 1997

[STS97] Schwipper, V. ; Tilkorn, H. ; Sander, U.: *Mißerfolgsraten und Fehlindikationen in der Implantat-gestützten kraniofazialen Epithetik - Klinische Daten von 124 Patienten und Literaturübersicht*. In: [ST97], S. 110-152, 1997

[TG97] Tjellström, A. ; Granström, G.: *Osseointegrierte Implantate für die Rekonstruktion des Mittelgesichtes – eine Übersicht*. In: [ST97], S. 37-42, 1997

[TLBM96] Taylor, R. H. ; Lavallée, S. ; Burdea, G. ; Mösges, R. (Hrsg.): *Computer Integrated Surgery. Technology and Clinical Applications*. MIT Press, Cambridge, MA, 1996

[Toe93] Toennies, K. D.: *Bildverarbeitung und Computergraphik in der Radiologie*. Vorlesungsskript an der TU-Berlin, 1993

[VCM+96] Verstreken, K. ; Cleynenbreugel, J. van ; Marchal, G. ; et al.: *Computer-Assisted Planning of Oral Implant Surgery*. In: [WMS96], S. 423-343, 1996

[VMT96] Vannier, M. W. ; Marsh, J. L. ; Tsiaras, A.: *Craniofacial Surgical Planning and Evaluation with Computers*. In: [TLBM96], S. 673-677, 1996

[VMW83] Vannier, M. W. ; Marsh, J. L. ; Warren, J. O.: *Three Dimensional Computer Graphics for Craniofacial Surgical Planning and Evaluation*. In: Computer Gaphics Proceedings, Volume 17 of Annual Conference Series, ACM SigGraph. Addison-Wesley, 1983

[VTK98] The Visualization Toolkit: URL http://www.kitware.com/~vtk, 1998

[WBP91] Wicks, D. A. G. ; Barker, G. J. ; Plummer, D. L.: *A General Image File Format*. In: [LRJF91], S. 471-476, 1991

[WEH+97] Wehmöller, M. ; Eufinger, H. ; Hillringhaus, K. ; et.al.: *Reverse Engineering Methods for the Determination of the Precision of 3D Helical CT Data*. In: [LVI97], S. 61-66, 1997

[Wel95] Welch, B. B.: *Practical Programming in Tcl and Tk*. Prentice Hall PTR, New Jersey, 1995

[Wer94a] Wernecke, J.: *The Inventor Mentor: Programming Object-Oriented 3D Graphics with Open Inventor, Release 2.* Addison-Wesley, Reading, MA, 1994

[Wer94b] Wernecke, J.: *Inventor Toolmaker: Extending Open Inventor, Release 2.* Addison-Wesley, Reading, MA, 1994

[WHSW98] Westwood, J. D. ; Hoffman, H. M. ; Stredney, D. ; Weghorst, S. J. (Hrsg.): *Medicine Meets Virtual Reality: Art, Science, Technology: Healthcare (R)evolution*. Volume 50 in Studies in Health Technology and Informatics, San Diego, IOS Press, 1998

[WLS95] Wächter, R. ; Lauer, G. ; Schilli, W.: *Schwierigkeiten bei der epithetischen Versorgung von Orbitadefekten nach Radiatio*. In: [GECP95], S. 86 ff., 1995

[WMS96] Weghorst, S. J. ; Morgan, K. S. ; Sieburg, H. B. (Hrsg.): *Medicine Meets Virtual Reality: Healthcare in the Information Age*. Volume 29 of Studies in Health Technology and Informatics, San Diego, IOS Press, 1996

[Zac98] Zachow, S.: *Modellierung von Weichgewebe – Simulation von Deformation und Destruktion; Neue Möglichkeiten in der computergestützten Chirurgie.* Shaker Verlag, Aachen, 1998

[Zam91] Zamperoni, P.: *Methoden der digitalen Bildsignalverarbeitung*. 2. Auflage, Vieweg, 1991

[ZIB98] Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin.
URL http://www.zib.de, 1998